DICHOTISCHE PULSATIONSSCHWELLEN

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
HARALD KRONBERG
aus Osterode

Göttingen 1976

DICHOTISCHE PULSATIONSSCHWELLEN

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
HARALD KRONBERG
aus Osterode

Göttingen 1976

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

D 7

Referent: Prof. Dr. M.R. Schroeder

Korreferent: Prof. Dr. H.-U. Harten

Tag der mündlichen Prüfung: 17.12.1976

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	Seite 1
2.	Untersuchungsvorhaben	6
3.	Versuchsdurchführung	10
3.1.	Meßmethode	10
3.2.	Versuchsaufbau	11
3.3.	Kopfhörerwahl	15
3.3.1.	Messung der Übersprechdämpfung	15
3.3.2.	Bestimmung des individuellen Frequenzgangs	20
3.4.	Meßprogramm	21
3.5.	Diskussion der Meßmethode	23
4.	Ermittlung geeigneter Signaldarbietungsparameter	28
4.1.	Einfluß der Tonpulsdauern	28
4.2.	Einfluß der Pausendauern	28
4.3.	Einfluß der Pulsform	30
4.4.	Existenzbereich dichotischer Pulsationsschwellen	31
5.	Meßergebnisse	34
5.1.	Spektralverläufe der dichotischen Pulsationsschwelle	34
5.2.	Anmerkung zu den Schwellencharakteristika	38
5.3.	Einfluß von Rauschen im Testohr	42
6.	Diskussion	49
6.1.	Mindestpegel auswertbarer dichotischer Pulsationsschwellen	49
6.2.	Deutung der Abhängigkeit der dichotischen Pulsationsschwelle vom Testtonsimultan-pulsierenden Rauschen	50
6.2.1.	Schwellenkriterium: konstante Lautheit des Testtons	50
6.2.2.	Schwellenkriterium: konstante Intensität des Testtons	52
6.2.3.	Schwellenkriterium: konstante Gesamtintensität von Rauschen und Testton in der Frequenzgruppe des Testtons	53
6.2.4.	Schwellenkriterium: konstante Feuerrate eines Neurons	53

6.3. Deutung der Abhängigkeit der dichotischen pulsationsschwelle vom Pegel kontinuierlichen Rauschens 60
6.3.1. Anwendung der Theorie der zentralen Maskierung 60
6.3.2. Schwellenkriterium: Feuerrate eines Neurons 68
6.4. Deutung der Spektralverläufe dichotischer Pulsationsschwellen 70

7. Zusammenfassung 75

Anhang 77

Literaturverzeichnis 85

1. Einleitung

Die Erforschung der Signalverarbeitung auf der Hörbahn beschreitet im wesentlichen zwei experimentelle Wege. Zum einen werden mit psychoakustischen Meßmethoden die Hörempfindungen quantifiziert. Zum anderen werden mit physiologischen Meßmethoden die zur Hörempfindung führenden Nervenaktivitäten auf verschiedenen Ebenen der Hörbahn bestimmt. Die Möglichkeit, psychoakustische Meßergebnisse mit physiologischen zu vergleichen, ist daher eine vielversprechende Methode, die Funktionsweise des Gehörs verstehen zu lernen. Nur muß die Art des psychoakustischen Experiments und seine Fragestellung gewährleisten, daß die zu messende Sinnesempfindung durch einen möglichst eng umrissenen Satz von Gehöreigenschaften bedingt ist, um noch Schlußfolgerungen auf die Art des Zusammenwirkens einzelner, physiologisch gemessener Teilfunktionen der Hörbahn zuzulassen. So ergibt zum Beispiel ein Vergleich der psychoakustisch gemessenen Lautstärkeempfindung reiner Töne, Lautheit genannt (Zwicker, 1967), mit der Aktivität einzelner Neurone (das ist die Zahl der von einem Neuron ausgehenden Aktionspotentiale pro s) sowie der Zahl der aktivierten Neurone, daß beide physiologischen Einzeldaten zur Lautheit des Tones verrechnet werden, der Vergleich mit der Lautheit aber auf einen wesentlich größeren Einfluß der Zahl der Neurone bei der neuronalen Datenverarbeitung schließen läßt (Howes, 1974).

Einblick in einen sehr wesentlichen Bereich der Signalverarbeitung des Gehörs gewähren Versuche, bei denen Signale - oder besser: die von ihnen hervorgerufenen Gehörreaktionen - wechselwirken können; dazu gehört die Vielfalt der Maskierungsphänomene, die sich in einem Auslöschen der Empfindung des einen Signals durch ein

zweites äußern und deren Untersuchung eine Filtereigenschaft des Gehörs offenbarte, nämlich die Frequenzgruppen (Zwicker, 1967). Da aber sowohl das unterdrückte "Testsignal" als auch der das Testsignal verdeckende "Maskierer" gleichzeitig auf der gesamten Hörbahn vom Aussenohr bis zur Hörrinde des Gehirns gemeinsame Stationen reizen, ist von vornherein nicht klar, wo die Frequenzgruppeneigenschaft des Gehörs anzusiedeln ist; Messungen des Schwingungsverhaltens der Basilarmembran im Innenohr (v.Békésy, 1960; Helfenstein, 1974) und andererseits neurophysiologische Bestimmungen der Aktivität einzelner Fasern des 8. Hirnnerven (Wilson u. Evans, 1971) geben einer bis heute nicht abgeschlossenen Diskussion Argumente, daß das Ohr sogar zwei hintereinandergeschaltete Filter besitzt.

Wird jedoch das psychoakustische Maskierungsexperiment dahingehend geändert, daß Maskierer und Testsignal zeitlich voneinander getrennt an das Ohr gelangen ("Vor"- und "Nachverdeckung", "Pulsationsschwellenphänomen"), so macht sich die sogenannte "laterale Unterdrückung" bemerkbar (Houtgast, 1972), die wahrscheinlich eine Wirkung des oben erwähnten "2.Filters" ist. Die Neurone der Hörbahn weisen ebenfalls die Eigenschaft lateraler Unterdrückung auf (Sachs und Kiang, 1968). Diese Übereinstimmung berechtigt zu der Feststellung, daß Experimente mit nicht-simultaner Darbietung von Testsignal und Maskierer einen engeren Zusammenhang zur neuronalen Signalverarbeitung herstellen, als Simultan-Maskierungsexperimente (Houtgast, 1974). Darüberhinaus erfaßt man bei der nicht-simultanen Darbietung eine interne Darstellung der Signale, die in engerer Beziehung zur Empfindung steht (Machbänder, spektrale Kontraste zwischen Formanten eines Vokals).

Der Grund, weshalb mit traditionellen Simultanmaskie-

rungsexperimenten keine laterale Unterdrückung meßbar ist, liegt in der gleichartigen Unterdrückung der überlagerten Test- und Maskierungssignale; mit der begründeten Annahme, daß Unterdrückungswirkungen mit Abschalten des Maskierers instantan abklingen, wird das darauf folgende Testsignal nicht mehr von ihnen beeinflußt, so daß seine Schwellenintensität ein Maß der zuvor tatsächlich empfundenen Wirkung des Maskierers ist. (Eine eingehende Abhandlung dieses Themas findet sich bei Houtgast, 1972).

Es ist möglich, einen noch engeren Zusammenhang zwischen physiologisch meßbarer neuronaler Signalverarbeitung und psychoakustisch meßbaren Empfindungen herzustellen, wenn eine Wechselwirkung von Maskierer und Testsignal überhaupt erst auf neuronaler Ebene zugelassen wird. Da die Hörbahnen beider Ohren von einer bestimmten neuronalen Ebene an miteinander verschaltet sind, brauchen die Signale nur getrennt auf je ein Ohr gegeben zu werden. Eine solche Darbietung heißt: dichotisch. Die erste bislang festgestellte Wechselwirkungsebene der Hörbahnen liegt im 3. Neuron, der oberen Olive (Rosenzweig und Amon, 1955; Tsuchitani und Boudreau, 1969; zur Darstellung der Hörbahnen siehe Galambos, 1950). Die neuronale Signalverarbeitung dichotischer Hörreize gestattet vor allem eine horizontale Richtungswahrnehmung aufgrund von Pegel- und Zeitunterschieden zwischen den Ohrsignalen. Sie hat aber auch andere Aspekte, die sich beispielsweise in besserer Signalerkennung (binaural masking level difference, "BMLD", Überblick bei Jeffress et al., 1956), binauralen Schwebungen leicht in der Frequenz verstimmter dichotischer Töne (Licklider et al., 1950), zentraler Tonhöhenempfindungen (Bilsen und Goldstein, 1974), sowie zentraler Maskierung (Zwislocki et al., 1968) äußern. Richtungswahrnehmung, binaurale Signaldetektion (mit BMLD-Effekt) sowie binaurale Schwebungen scheinen

eine Gruppe eng verwandter Empfindungsfolgen neuronaler Signalverarbeitung zu sein, die vor allem die Zeitrelation zwischen den dichotischen Hörsignalen auswertet. Dabei können im günstigsten Fall Zeitunterschiede von 0,01 ms wahrgenommen werden (Colburn, 1973).

Dagegen stehen zentrale Tonhöhenempfindungen und die zentrale Maskierung in wesentlich engerem Zusammenhang mit der Vorstellung eines "internen Spektrums" (Houtgast, 1974). Damit wird ähnlich wie bei monauraler Maskierung an ein über die Neuronenpopulation verteiltes Aktivitätsmuster gedacht. Die Existenz einer Tonhöhenempfindung in Folge dichotischer Präsentation von zwei korrelierten Rauschsignalen mit gegenseitiger Zeitverzögerung (Bilsen und Goldstein, 1974) zeigt, daß solch ein internes Spektrum auch erst durch neuronale Aktivitätswechselwirkung der beiden Hörbahnen entstehen kann.

Sehr wesentlich für ein tieferes Verständnis der Informationsverarbeitung zwischen den beiden Hörbahnen wären Messungen, die das interne Spektrum wiedergeben. Aus den Erfahrungen mit monauralen Maskierungsschwellen ist zu schließen, daß Meßmethoden, bei denen ein Testton simultan zu den dichotischen Signalen, die das interne Spektrum aufbauen, dargeboten wird, wahrscheinlich weder ein genaues Bild der Empfindung noch des Aktivitätsmusters auf neuronaler Ebene ermitteln. Solche Meßmethoden würden die zentrale Maskierung durch die dichotischen Hörreize wiedergeben, oft unter BMLD-Einflüssen. Da in dem aufgeführten Beispiel das interne Spektrum selbst schon durch zentralnervöse Wechselwirkung entsteht, ist nicht einmal auszuschließen, daß ein überlagerter Testton das Aktivitätsmuster selbst entscheidend verändert.

Eine geeignete Meßmethode mit nicht-simultaner Darbietung des Testtons war für den Fall dichotischer Reizung

des Gehörs bisher jedoch nicht bekannt. Das hat seinen Grund vor allem in einer außerordentlich geringen zentralen Nachverdeckung (Elliott, 1962), was wahrscheinlich mit dem schnellen adaptiven Absinken der zentralen Maskierung (Zwislocki, 1968) zusammenhängt. - Daher stand bislang der grundsätzlich möglichen physiologischen Bestimmung neuraler Aktivitätsmuster in Wechselwirkungsbereichen der Hörbahnen (z.B. oliva superior) keine geeignete psychoakustische Meßmethode gegenüber.

Ziel der hier vorliegenden Arbeit ist es, eine neuartige Methode zur Messung dichotischer Wechselwirkungen vorzustellen und ihre grundlegenden Eigenschaften aufzuzeigen. Diese Meßmethode beruht auf der Bestimmung dichotischer Pulsationsschwellen.

2. Untersuchungsvorhaben

Houtgast (1974) hat in einer großen Zahl von Experimenten die Pulsationsschwellenmethode als eine sehr empfindliche monaurale Meßmethode eingeführt, mit der viele kontrastverschärfende Eigenschaften des Gehörs aufgedeckt werden konnten. Bei dieser Methode werden abwechselnd sogenannte "Maskierpulse" und Testtonpulse von jeweils etwa 125 ms Dauer e i n e m Ohr dargeboten. Der zu messende Schwellenwert des Testtonpulszugs bezieht sich auf seine Wahrnehmung entweder als pulsierender oder kontinuierlicher Ton; bei hinreichend lautem Maskierer wird der Testton als kontinuierlicher Dauerton vor dem Hintergrund des immer pulsierenden Maskierers wahrgenommen, bei leiseren Maskierpulsen klingt auch der Testton pulsierend. Die Grenze zwischen kontinuierlicher und pulsierender Wahrnehmung wird als Pulsationsschwelle bezeichnet.

Die Vorteile der Pulsationsschwellenmethode bei der Erforschung monauraler Gehöreigenschaften begründen die Hoffnung, daß mit einer Änderung der Signaldarbietung in dichotische Präsentation von Maskierer und Testsignal ebenfalls ein Kontinuitätseffekt des Testtons mit einer Pulsationsschwelle auftreten könnte. Werden also im Unterschied zur Bestimmung m o n a u r a l e r Pulsationsschwellen zwei Tonpulszüge (Maskierton, Index: m; Testton, Index: t) nicht-simultan und getrennt auf je ein Ohr gegeben (Fig.1), so zeigt sich, daß auch in diesem Fall der dichotischen Präsentation eine Pulsationsschwelle ("PS") existiert.

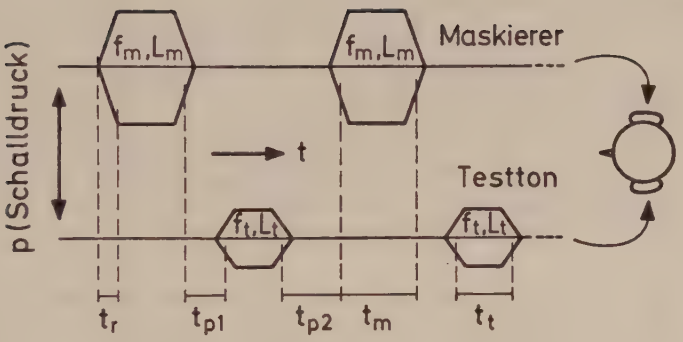

Fig. 1: Signaldarbietungsschema

Fig.2 zeigt den Verlauf einer solchen dichotischen Pulsationsschwelle ("DPS"); sie ist in einem Experiment bestimmt worden, bei dem das kontralaterale Ohr mit einem Maskiertonpulszug der festen Frequenz f_m = 600 Hz (angedeutet durch einen Pfeil am oberen Bildrand) und konstanten Pegels L_m = 70 dB SL gereizt wurde. Der frequenzabhängige Verlauf der DPS des Testtons, der am ipsilateralen Ohr lag, ist als Pegel über seiner Hörschwelle eingezeichnet (in der englischen Literatur "sensation level" (SL) genannt). Für Testtonparameter unterhalb der Schwellenkurve ist der Testtonpuls auf der Seite des "Testohres" als Dauerton wahrnehmbar, für Parameter oberhalb der Schwelle klingt er seiner physikalischen Natur entsprechend pulsierend.

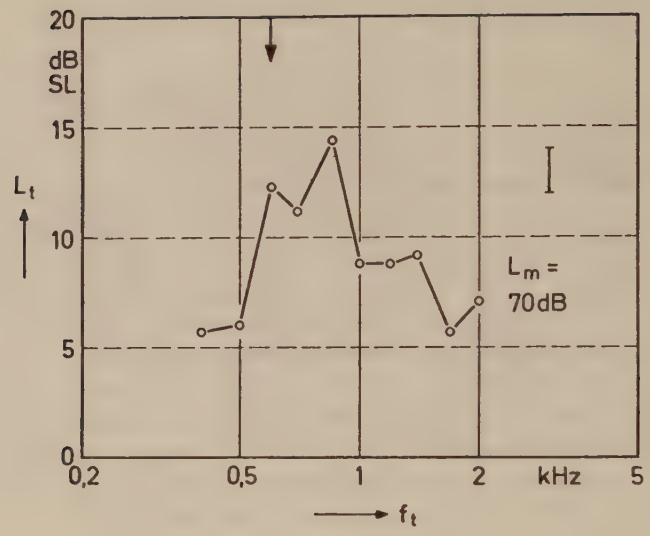

Fig. 2: Spektralverlauf einer dichotischen Pulsationsschwelle. Maskierer: f_m = 600 Hz (Pfeil im Bild), L_m = 70 dB SL, am linken Ohr. Testton: f_t = 0,4 ... 2,0 kHz, am rechten Ohr. VP: B.

Fig.2 zeigt, daß dichotische Pulsationsschwellen - als psychoakustischer Ausdruck nicht-simultan gemessener zentralnervöser Aktivität - einen etwa gleichstarken Meßeffekt darstellen wie die zentrale Simultan-Maskierung unter günstigsten Bedingungen (Zwislocki, 1968). Das trifft auch für die nötigen Intensitätsverhältnisse von Maskierer und Testton an der jeweiligen Schwelle zu: der Maskierer ist immer sehr viel lauter als der Testton. Wegen dieser möglichen Verwandschaft von DPSn und Schwellen der zentralen Maskierung werden in dieser Arbeit mehrfach Vergleiche der beiden Methoden diskutiert.

In der Einleitung wurde die Bedeutung von psychoakustischen Experimenten hervorgehoben, deren Art und Fragestellung erlauben, einen möglichst eng umrissenen Satz

von Gehörfunktionen zu messen, die sich mit der für die Sinneswahrnehmung wesentlichen physiologischen Befunden verknüpfen lassen. Diese Forderungen werden von der DPS-Methode in besonderem Maße berücksichtigt. Einerseits aufgrund der dichotischen Signalpräsentation, die von vornherein den Meßort auf die neuronale Ebene legt, und andererseits aufgrund der nicht-simultanen Darbietung des Testtons, die das zu messende Phänomen nicht selbst durch Wechselwirkung beeinflußt.

In der Arbeit werden die grundlegenden Eigenschaften der DPS untersucht, wie die Einflüsse der Signalparameter (siehe Fig.1: Pegel L_m, L_t, Impulsdauern t_m, t_t, Pausendauern t_{p1}, t_{p2}, Pulsanstiegs- und Abfallzeit t_r, sowie die Frequenzen f_m, f_t) auf die Lage der DPS (Kapitel 4). In Kapitel 5 werden Versuche zum "internen Spektrum" beschrieben, sowie Experimente, mit deren Hilfe eine Interpretation von Pulsationsschwellendaten erleichtert werden soll, da diese Versuche Aussagen über das die Lage der DPS bestimmende Schwellenkriterium gestatten.

Es ist jedoch nicht Ziel der Arbeit, Ursachen des Kontinuitätseffektes leiser physikalisch pulsierender Testsignale vor dem Hintergrund lauter kontralateraler Maskierpulse aufzudecken. Dies ist ein vollkommen unabhängiges Problem, denn der Kontinuitätseffekt hängt wahrscheinlich mit einer allgemeinen grundlegenden Eigenschaft des Gehirns zusammen, die auch nicht auf das Gehör beschränkt ist.

3. Versuchsdurchführung

3.1. Meßmethode

Entsprechend Fig.1 werden zwei Tonimpulsfolgen hergestellt, die sowohl in Amplitude als auch Frequenz alternieren. Bei konstantem Pegel L_m und fester Frequenz f_m der Maskiertonpulsfolge können deutlich zwei Bereiche des Testtonpegels L_t unterschieden werden:

a) bei kleinen Pegeln L_t wird die Testtonpulsfolge als ununterbrochener, kontinuierlicher Ton empfunden,

b) bei großen Pegeln L_t wird sie als pulsierender Ton wahrgenommen.

Die Schwelle zwischen diesen beiden Bereichen - die dichotische Pulsationsschwelle - wird in einem Befragungsexperiment ermittelt, in dem der Versuchsperson ("VP") für etwa 4 s die alternierenden Tonpulse über Kopfhörer dichotisch dargeboten werden. In einer darauf folgenden Pause muß die Versuchsperson entscheiden, ob sie die Testtonpulsfolge als pulsierenden Ton empfunden hat und ihr Urteil durch entsprechenden Knopfdruck äußern. Nach erfolgter Antwort "ja" oder "nein" wird der Testtonpegel bei sonst unveränderten Versuchsbedingungen um einen fest vorgegebenen Betrag (meist 2 dB) vermindert bzw. erhöht. Damit wird der Pegel des Testtons immer in Richtung auf seine Pulsationsschwelle geändert. Diese einfachste Form einer sequentiellen Strategie (Levitt und Rabiner, 1967) wird häufig Békésy-Verfahren genannt und führt zu einem mehr oder weniger regelmässigen "Pendeln" des Testtonpegels um seine DPS. Nach einer vorgegebenen Zahl von Pegelrichtungsänderungen wird der Versuch abgebrochen und die Mittelwerte der oberen und unteren Umkehrpegel gespeichert; nach Ausschluß der ersten beiden Mittelwerte werden die übrigen wiederum gemittelt und als Meßwert der DPS bei den sonst fest vorgegebenen Versuchsparametern gesammelt.

In getrennten Versuchssitzungen wird die DPS insgesamt meist viermal für jeden Signalparametersatz gemessen. Der Mittelwert aus diesen vier Meßwerten ist dann im allgemeinen auf etwa $\pm$ 1,5 dB genau bestimmt und wird als DPS in den Diagrammen angegeben.

In Absatz 3.3. werden weitere Einzelheiten des gesamten Versuchsablaufs einer Meßsitzung beschrieben.

3.2. Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Fig.3 dargestellt. Der gesamte Versuchsablauf wird von einer elektronischen Rechenanlage des Typs Honeywell H 632 (2) entsprechend einem eigens entwickelten Programm gesteuert (Abs. 3.3.). Der Rechner besitzt einen Kernspeicher mit 24 k Worten der Länge 32 bit. Außer der üblichen Peripherie hat dieser Rechner einen "direkten Schreibkanal", über den in einem 2 ms-Takt Steuersignale auf den Eingang eines programmierbaren Synthetisierers (3) geschickt werden. Der Schreibkanal überträgt mit jedem Takt ein 32-bit-Wort, dessen digitale Information ausreicht, um sämtliche programmierbaren Funktionen des Synthetisierers zu steuern. Er ist ein quarzstabilisierter Sinusgenerator, dessen Ausgangsamplitude und Frequenz im negativen BCD-Code programmiert wird. Es können alle Frequenzen zwischen 0,01 Hz und 1 MHz mit einer Genauigkeit von 10^{-4} programmiert werden. Die Frequenzumschaltzeit liegt bei etwa 0,1 ms. Die maximale Ausgangsspannung des Synthetisierers beträgt 6 V_{eff}, sie kann auf 0,1 dB genau bis um 63,5 dB gedämpft werden, wobei das Umschalten im allgemeinen auch 0,1 ms beansprucht. Beim Schalten von 20 dB- und 40 dB-Stufen werden allerdings Reed-Relais betätigt, so daß die Umschaltzeit in diesen Fällen auf etwa 1 ms wächst und solche Pegelschrit-

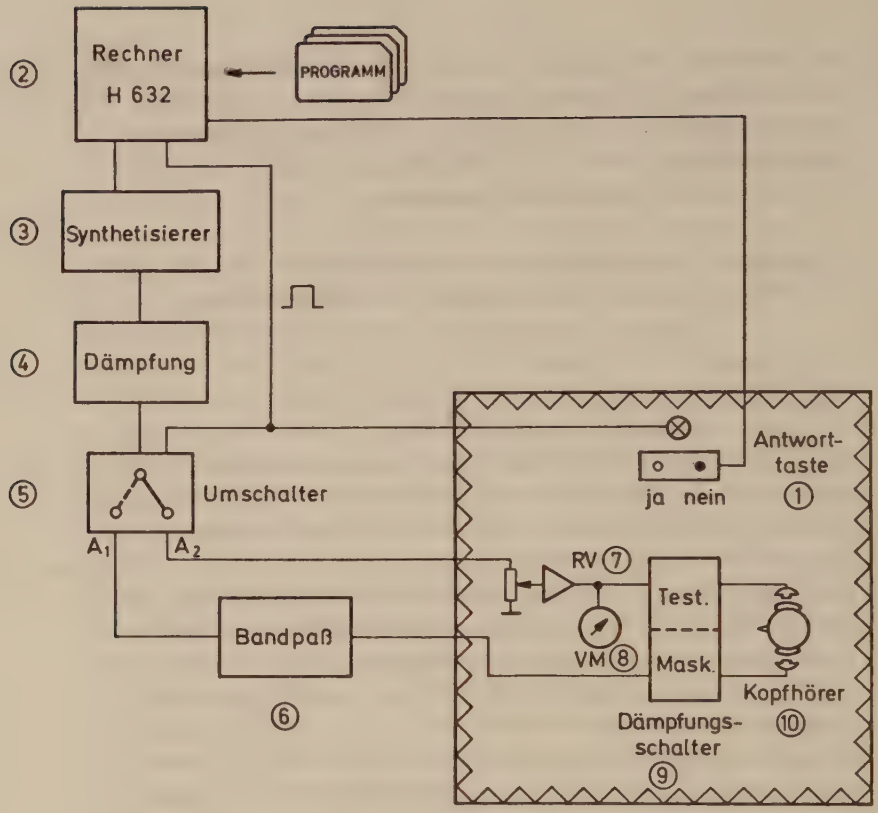

Fig. 3: Versuchsaufbau zur Ermittlung von Pulsationsschwellen

1.) Rückantworttaste mit 2 Druckknöpfen und Kontrollämpchen
2.) Elektronische Rechenanlage Honeywell H 632
3.) Signalsythetisierer Rohde + Schwarz Progr. Synthesizer SSN
4.) Dämpfungsglied
5.) Elektronischer Umschalter mit Verstärker (siehe Text)
6.) Bandpaßfilter Krohn-Hite model 3343 Filter
7.) Rechenverstärker
8.) Voltmeter: 400 E AC Voltmeter (hp)
9.) Zweikanal-Dämpfungsglied
10.) Kopfhörer Sennheiser HD 44 in modifizierter Anordnung (siehe Text)

te zu leichtem "Knacken" führen. Da die im Versuch benötigten Signale jedoch auch solche Schritte erfordern, muß zur Vermeidung dieser Schaltknacke ein Bandpaßfilter (6) hinter den Synthetisierer geschaltet werden. Das Filter hat eine Flankensteilheit von 48 dB/Oktave. Zuvor laufen die Signale jedoch noch über ein Dämpfungsglied (4) und einen elektronischen Umschalter (5), der auch einen Verstärker enthält. Dieser Schalter ist eine Eigenkonstruktion mit hoher Schaltdynamik von 65 dB. Seine Schaltzeitpunkte werden über den direkten Schreibkanal vom Rechner bestimmt, wenn ein bestimmtes Bit des Steuerwortes gesetzt ist. Dieses Schaltsignal läuft über die parallel zu den Geräten (3) und (4) eingezeichnete Leitung auf einen Steuereingang des Schalters (5). Der Schalter bewirkt nun, daß die beiden verschachtelten Sinusimpulsfolgen, wie sie der Synthetisierer liefert, auf zwei getrennte Kanäle A_1 und A_2 verteilt werden. Die getrennten Tonpulse laufen dann als Maskierpulse über den schon erwähnten Bandpaß (6) bzw. als Testtonpulse über einen Rechenverstärker (7) auf ein zweikanaliges Dämpfungsglied (9), dessen Ausgänge an je einer Kopfhörerkapsel (10) liegen.

Der Testtonpegel kann zu Beginn eines Versuchs durch Regelung der Verstärkung des Rechenverstärkers (7) auf Schwellennähe gesetzt werden und mit Hilfe des Voltmeters (8) notiert werden (siehe Kapitel 3.4).

Der zweikanalige Dämpfungsschalter hat zwei Aufgaben. Da während der Versuche wenigstens einer der beiden Tonpulse einen sehr kleinen Spannungspegel hat ($U \approx 0{,}1\ mV_{eff}$), soll zur Optimierung des Signal-Rausch-Verhältnisses das entsprechende Signal mit möglichst großem Pegel bis direkt vor die Kopfhöreranschlüsse gelangen und erst dort entsprechend den Versuchsanforderungen gedämpft werden. Zum anderen

wird die elektrische Trennung der Signale an den Ausgängen A_1 und A_2 des Umschalters (5) in Höhe von 65 dB mit Hilfe des zweikanaligen Dämpfungsglieds auf wenigstens 95 dB angehoben, da der Testkanal des Dämpfungsglieds eine um 30 dB höhere Dämpfung gegenüber dem Maskierkanal aufweist; denn eine so hohe elektrische Trennung ist nur in der Richtung vom Maskierer zum Testton nötig, umgekehrt jedoch nicht. (s. Absatz 3.3)

Einzelheiten über Wahl und Anforderungen an die Kopfhörer finden sich unter Absatz 3.3.

Außer den akustischen Signalen wird auch ein optisches Kontrollsignal erzeugt: während der Dauer des Testtonpulses leuchtet im Antwortgeber(1) ein Lämpchen, das von den Schaltpulsen gesteuert wird. Dieses optische Signal ist für eine zu Beginn der Messung stattfindende Hörschwellenmessung nötig (siehe Absatz 3.4).

Der Antwortgeber (1) enthält zwei Tasten für die Antwortmöglichkeit ja - nein und ist über einen "direkten Lesekanal" mit dem Rechner (2) verbunden. Durch Tastendruck während der Entscheidungspause teilt die VP dem Rechner ihr Urteil mit.

3.3. Kopfhörerwahl

3.3.1. Messung der Übersprechdämpfung

Da im dichotischen Experiment die beiden Tonimpulsfolgen erst auf neuronaler Ebene wechselwirken sollen, ist eine ausgezeichnete elektrische und akustische Trennung der beiden Ohrsignale erforderlich. Die elektrische Trennung kann mit Hilfe des elektronischen Umschalters (5) in Verbindung mit dem Zweiweg-Dämpfungsschalter (9) leicht auf etwa 100 dB Übersprechdämpfung gebracht werden.

Erheblich schwieriger ist das Problem des akustischen Übersprechens durch Luft- und Knochenleitung von einem Ohr auf das andere (Zwislocki, 1953). Aus diesem Grunde wurde eine Reihe von Kopfhörern auf ihre interaurale Dämpfung hin geprüft; psychoakustische Übersprechdämpfungsmessungen wurden nach der "Kompensationsmethode" vorgenommen, wie sie Zwislocki (1953) angegeben hat. Die Methode liefert Ergebnisse mit sehr kleinen Meßfehlern.

Mit dem Kopfhörer Sennheiser HD 44 konnte die größte akustische Übersprechdämpfung erreicht werden. Bei diesem System handelt es sich um kleine dynamische offene Hörkapseln, die normalerweise mit dem leichten Druck eines Kinnbügels an die äußeren Gehörgänge gelegt werden. Um akustisches Übersprechen über den elastischen Hörerbügel zu vermeiden, wurden die Kapseln von ihm getrennt und verschiedene Ersatzhalterungen geprüft, wie z.B. elastische Kopfbinden oder auf die Hörkapseln drückende Ohrenschützer. - Die Knochenleitung von einem Ohr auf das andere hängt entscheidend von der mittels Hörkapseln beschallten Knochenfläche am Ohr ab (Zwislocki, 1953); deshalb ist es vorteilhaft, den Schall durch einen dünnen Schlauch von der Hör-

kapsel direkt in den Gehörkanal zu führen. Das Ergebnis dieser Überlegungen und Voruntersuchungen ist eine modifizierte Kopfhöreranordnung, wie sie in Fig.4 skizziert ist. Sie ist nicht symmetrisch, da nur in einer Richtung (z.B. vom linken Ohr zum rechten Ohr) eine große interaurale Dämpfung benötigt wird. Vor dem Eingang des rechten Gehörkanals (7) sitzt die eine der beiden Gehörkapseln HD 44 (1),

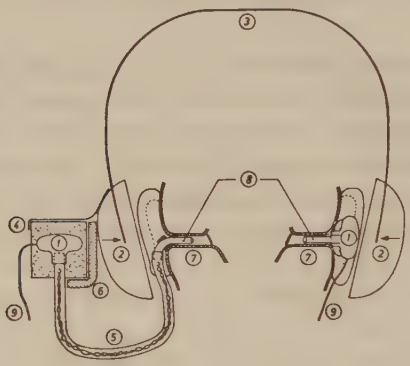

Fig. 4 : Skizze einer Kopfhöreranordnung mit hoher interauraler Dämpfung

1.) Kopfhörerkapseln HD 44, Tiefenregler in Stellung "+"
2.) Ohrschalen des Lärmschützers Denis Ferranti Meters Ltd. "Eargard"
3.) Drahtkopfbügel des Lärmschützers
4.) Aluminiumkästchen mit Schaumstoffüllung
5.) Plastikschlauch mit innenliegendem Wollfaden
6.) Schaumstoffpolster
7.) Rechter und linker Gehörgang
8.) Kurze Gummischläuche
9.) Elektrische Zuleitungen zu den Hörkapseln

die mit Hilfe eines genau passenden Gummischlauches (8) (Außendurchmesser 4,8 mm, Innendurchmesser 3,4 mm, Länge 1,2 cm im Hörgang) am Ohr gehalten wird. Die Schale eines Ohrschützers (2) (Denis Ferranti Ltd. "Eargard"), die sich ganz um das Ohr legt und Luftschall dämmt, drückt mit ihrer innenliegenden Schaumstoffpolsterung leicht auf die Hörkapsel (1) und sorgt damit für einen besseren Halt der Kapsel.

Die linke Hörkapsel (1) ist in ein schaumstoffgefülltes Aluminiumkästchen (4) eingebaut. Der Schall wird über einen Plastikschlauch (5) (Außendurchmesser 6 mm, Innendurchmesser 4 mm, Länge 14,5 cm), in dem ein Wollfaden zur Dämpfung von Resonanzen liegt, zum linken Gehörkanal (7) geleitet. Der Plastikschlauch ist an seinem Ende durch einen 4 cm langen Gummischlauch (8) der oben beschriebenen Art verlängert, da sich dieser besser an den Gehörgang schmiegt. - Das Aluminiumkästchen (4) ist mit einem Klebeband auf der linken Schale des Ohrenschützers (2) befestigt, zwischen Ohrenschutzschale und Kästchen liegt noch ein Stück Schaumgummi. Der Plastikschlauch (5) wird unter dem Ohrenschutz hindurch in den linken Gehörgang (7) geführt. Die Ohrschutzschalen sind über einen Drahtbügel (3) miteinander verbunden. Die Hörkapseln (1) werden über die elektrischen Zuleitungen (9) betrieben.

Fig.5,7,9 und Fig.11 zeigen die gemessenen akustischen Übersprechdämpfungen (vom linken auf das rechte Ohr) als Funktion der Signalfrequenz. Die Fehlerbalken geben die Streuung der sechsmal gemessenen Übersprechdämpfungen an. Bei tiefen und hohen Frequenzlagen ist die Übersprechdämpfung am größten; die Werte liegen zwischen 75 dB und 100 dB, unterhalb von 600 Hz ist die interaurale akustische Übersprechdämpfung so groß, daß sie nicht mehr gemessen werden kann.

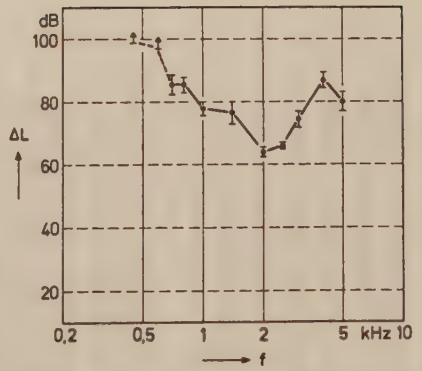

Fig. 5: Akustische Übersprechdämpfung der Kopfhöreranordnung nach Fig.4, VP: A.

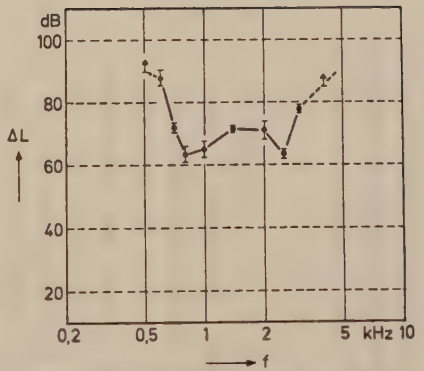

Fig. 7: Akustische Übersprechdämpfung der Kopfhöreranordnung nach Fig.4, VP: B.

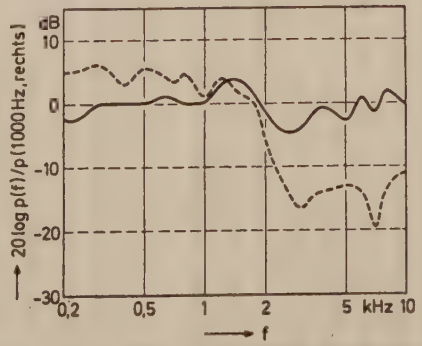

Fig. 6: Frequenzgänge des Freifeldübertragungsmaßes der linken (---) und der rechten (——) Hörkapsel, VP: A.

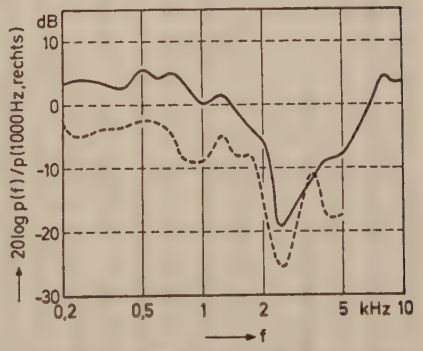

Fig. 8: Frequenzgänge des Freifeldübertragungsmaßes der linken (---) und der rechten (——) Hörkapsel, gemessen für VP: B.

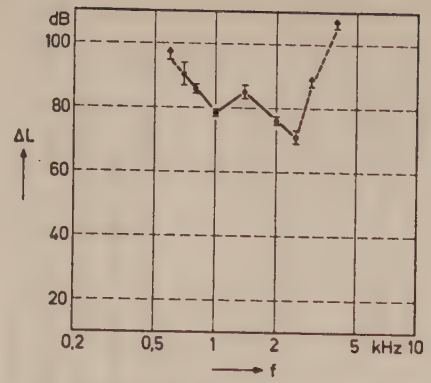

Fig. 9: Akustische Übersprechdämpfung der Kopfhöreranordnung nach Fig.4, VP: C.

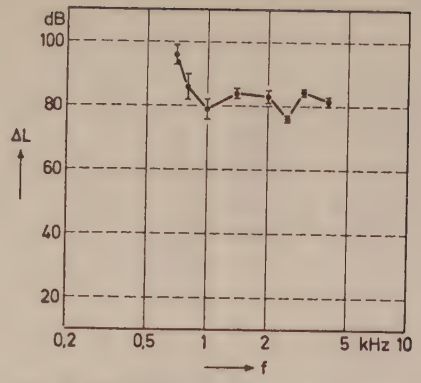

Fig. 11: Akustische Übersprechdämpfung der Kopfhöreranordnung nach Fig.4, VP: D

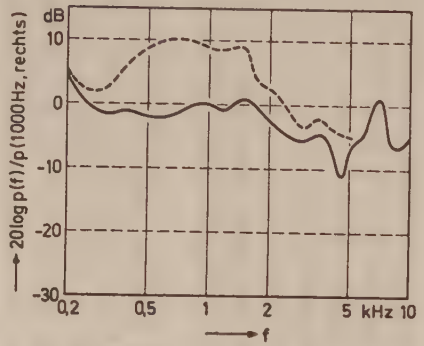

Fig. 10: Frequenzgänge des Freifeldübertragungsmaßes der linken (---) und der rechten (——) Hörkapsel, VP: C.

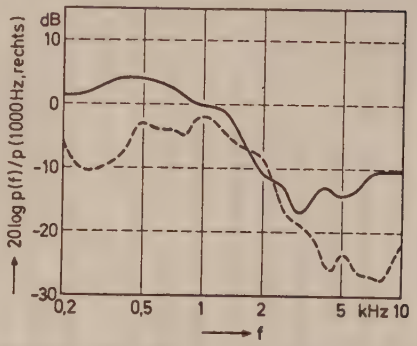

Fig. 12: Frequenzgänge des Freifeldübertragungsmaßes der linken (---) und der rechten (——) Hörkapsel, VP: D.

3.3.2. Bestimmung des individuellen Frequenzgangs

Die verwendete Kopfhöreranordnung hat zwangsläufig das ursprüngliche Freifeldübertragungsmaß der Hörer HD 44 verändert. Daher wurden in einer weiteren Versuchsreihe die Frequenzgänge des Freifeldübertragungsmaßes der beiden Hörkapseln HD 44 bei maximaler Tiefenanhebung (Stellung "+" an den Hörkapseln) ermittelt. Dies konnte nicht wie üblich durch einen binauralen Lautstärkevergleich zwischen freier ebener Welle im reflexionsfreien Raum und der von den beiden Hörkapseln gemeinsam hervorgerufenen Lautstärken erreicht werden (Bokker und Mrass, 1959), da die Hörkapseln mit Sicherheit verschiedene Frequenzgänge aufweisen. Daher wurden die Frequenzgänge durch monauralen Hörschwellenvergleich ermittelt; bei der Messung der Freifeldhörschwellen wurde jeweils das kontralaterale Ohr mit "Ohropax"-Lärmschutzwachs verstopft. Die Meßergebnisse sind für Fig.6,8,10 und Fig.12 als durchgezogene Kurve für die rechte Hörkapsel im rechten Ohr der Vp, als gestrichelte Linie für die linke Hörkapsel mit ihrem langen Plastikschlauch im linken Ohr der Vp dargestellt. Der lange Plastikschlauch dämpft also die über 2 kHz liegenden Frequenzen um bis zu 20 dB! (Diese Frequenzgänge sind bei der Darstellung der akustischen Übersprechdämpfung natürlich berücksichtigt worden).

Da mit der linken Hörkapsel im Laufe der Untersuchung teilweise sehr hohe Schallpegel erzeugt werden müssen, ist es möglich, daß der auftretende Klirrfaktor die Meßergebnisse spürbar beeinflussen könnte. Deshalb wurde das Klirrspektrum des Übertragungsweges (Fig.3) Synthetisierer (3), Dämpfung (4), Umschaltverstärker (5), Bandpaß (6), Dämpfungsschalter (7), linke Kopfhörerkapsel (8) und anschließender Plastikschlauch mit einem kleinen Sondenmikrofon gemessen. Der Bandpaß (6) war da-

bei auf die Testfrequenz von 600 Hz eingestellt; die an der Hörkapsel liegenden Spannungen betrugen 1,0 V_{ss} und 0,1 V_{ss} (entsprechend etwa 90 dB SL bzw. 70 dB SL). Im ersten Fall war der Klirrfaktor kleiner als 0,1%, im zweiten Fall kleiner als 0,03%. Die Versuchsapparatur arbeitet also hinreichend linear.

3.4. Meßprogramm

Das Flußdiagramm des für den Rechner geschriebenen Versuchssteuerprogramms ist in Fig.13 dargestellt; an ihm ist der Versuchsablauf in allen nötigen Einzelheiten abzulesen.

Jede Sitzung beginnt mit einer Hörschwellenmessung des Testtonpulses, dargestellt in der oberen Hälfte des Programmschemas. Zunächst stellt die VP mit Hilfe des Rechenverstärkers (7) (Fig.3) einen hörschwellennahen Pegel ein, notiert diesen Ausgangspegel und startet durch Druck auf eine Antworttaste (1) die Hörschwellenmessung. Sie verläuft ganz entsprechend der unter 3.1. beschriebenen Pulsationsschwellenmessung, mit dem Unterschied, daß der Synthetisierer keinen Maskiertonpuls abgibt. Die VP antwortet entsprechend der Frage: Testtonpulse während des für 4 s aufleuchtenden Lämpchens gehört? Die Hörschwellenbestimmung beansprucht etwa 2,5 min. Sie dient dem Ziel, die Aufmerksamkeit der VP auch auf sehr leise Testtonpulse zu lenken; außerdem kann damit nachträglich der Sitz der Kopfhörerkapsel kontrolliert werden, der ja die Hörschwelle beeinflußt.

Auf die Hörschwellenbestimmung folgt die Pulsationsschwellenmessung, dargestellt in der unteren Hälfte von Fig.13. Auch in diesem Fall stellt die VP zunächst selbst mit Hilfe des Rechenverstärkers (7) einen pul-

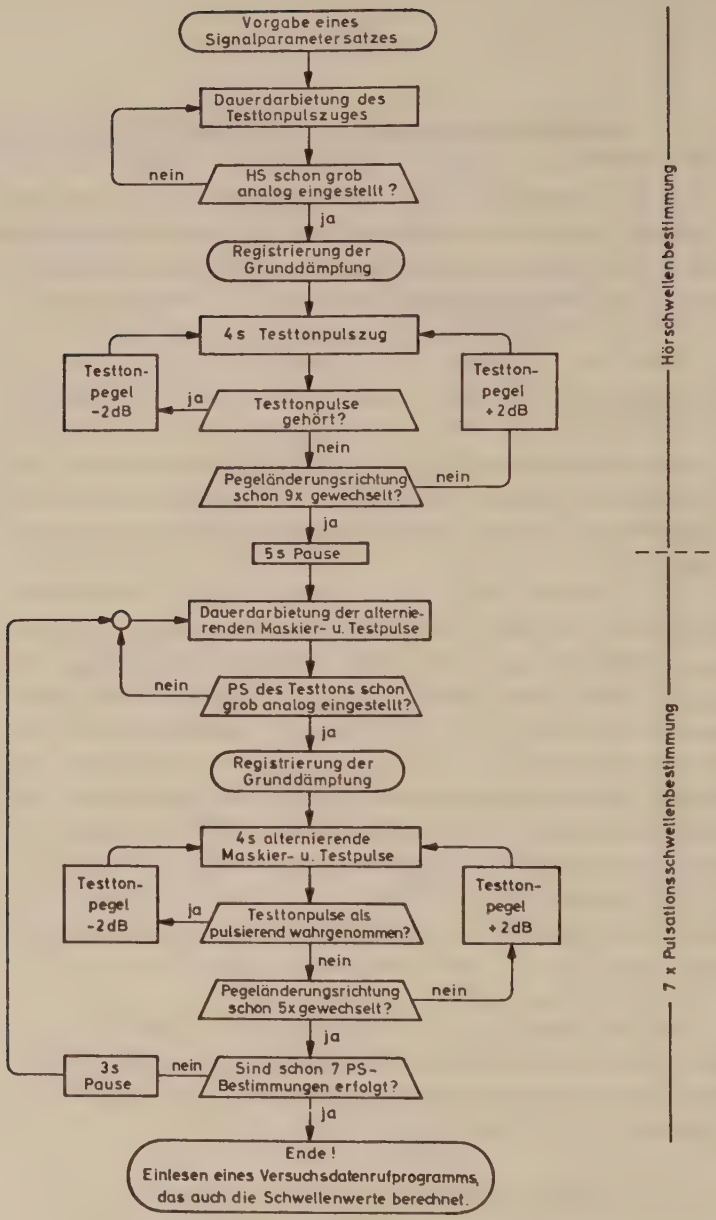

Fig.13: Schematischer Programmablauf

sationsschwellennahen Testtonpegel ein, damit die Dauer der Schwellenmessung verkürzt wird. Daraufhin beginnt der automatische Versuchsablauf entsprechend dem in 3.1 beschriebenen Békésy-Verfahren. Die DPS-Bestimmung ist beendet, wenn die VP mit ihrer Entscheidung, ob sie den Testton als pulsierenden Ton wahrgenommen hat, die Änderungsrichtung des Testtonpegels fünfmal gewechselt und damit die DPS fünfmal durchschritten hat. Dazu sind erfahrungsgemäß nur etwa 11 Darbietungen nötig, die einschließlich der Entscheidungspausen etwas mehr als eine Minute beanspruchen. Nach Ende dieser DPS-Messung folgen bis zu sechs weitere DPS-Bestimmungen bei anderen Ausgangsparametern, entsprechend verschiedener Meßpunkte eines zu bestimmenden Schwellenverlaufs. Werden während einer Sitzung tatsächlich insgesamt sieben dichotische Pulsationsschwellen ermittelt, so werden dafür etwa 9,5 min benötigt, so daß eine Meßsitzung einschließlich der Hörschwellenbestim - mung etwa 12 min dauert. Da zwischen den DPS-Bestimmungen die Ausgangssignalparameter immer gewechselt werden, treten keine unerwünschten Adaptationseffekte auf.

3.5. Diskussion der Meßmethode

Gewöhnlich werden Wahrnehmbarkeitsschwellen mit sogenannten 2-AFC-Methoden gemessen (Levitt, 1971), bei denen die Versuchsperson entscheiden muß, welches von zwei vorgegebenen Signalen ein bestimmtes Merkmal (jenes, dessen Wahrnehmbarkeit gemessen werden soll) aufweist. Der Versuch ist dabei so angelegt, daß nach häufiger Wiederholung der Signalpaare das Merkmal in beiden Signalen mit derselben Wahrscheinlichkeit von 50% enthalten war. Meist wird die Wahrnehmbarkeitsschwelle als 75%-Punkt richtiger Antworten definiert, da eine a prio-

ri-Trefferquote von 50% zu erwarten ist. AFC-Methoden gestatten daher eine klare Schwellendefinition, die nicht von unbekannten individuellen Kriterien gegeben ist, wie im Falle einfacher Békésy-Methoden.

Pulsationsschwellen sind keine Wahrnehmbarkeitsschwellen, so daß es nicht möglich ist, eine Anzahl von Signalpaaren vorzugeben mit einer a priori-Wahrscheinlichkeit von 50%, daß z.B. das Merkmal "kontinuierlich" in einem Signal zu erwarten ist. 2-AFC-Methoden sind daher grundsätzlich für die Bestimmung von DPSn nicht anwendbar, also werden ihre Absolutwerte durch subjektive Kriterien und nicht objektiv vorgegeben. Wird aber die Meßstrategie fest vorgegeben wie in dem hier angegebenen automatischen Versuchsverlauf, so sind die Schwellendifferenzen in einem Schwellenverlauf von objektivem Wert, sofern die VP ein gleichbleibendes Kriterium benutzt. Die Meßergebnisse werden auch nur hinsichtlich solcher DPS-Differenzen ausgewertet.

Andererseits hat die hier verwendete Békésy-Methode einen ganz entscheidenden Vorteil in Bezug auf die Messung dichotischer PSn: schon nach wenig mehr als 10 Signalpräsentationen bzw. wenig mehr als 1 min ist der Schwellenwert festgelegt, da die Testtonpegel automatisch in Schwellennähe gehalten werden. Vor Einführung dieser Meßmethode wurden ausgiebige Untersuchungen mit einer sehr viel aufwendigeren Methode durchgeführt: in einem Befragungsexperiment wurden der VP in quasistochastischer Reihenfolge verschiedene Testtonpegel im Bereich der DPS dargeboten und aus den Entscheidungen der VP psychometrische Funktionen des Schwellenübergangs berechnet. In Fig.14 sind als DPSn die 50%-Punkte der psychometrischen Funktionen durchgezogen dargestellt, wenn die psychometrischen Funktionen aus 48 Entscheidungen konstruiert wurden, für die die VP 10

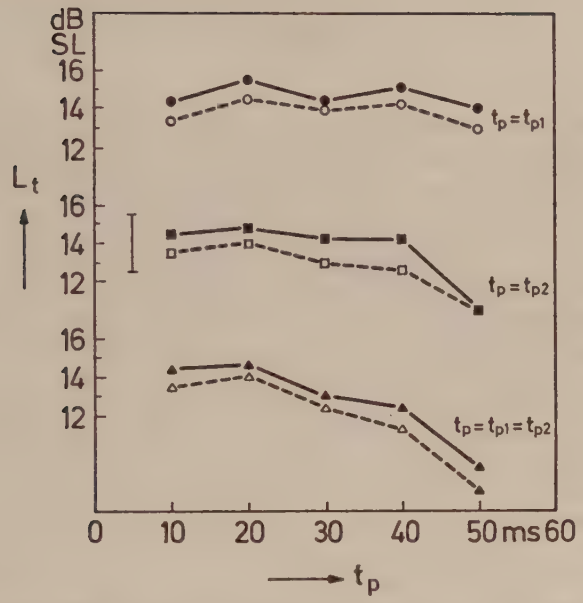

Fig. 14: Test der Meßmethode am Beispiel der Messungen zum Einfluß der Pausendauern auf die DPS. Geschlossene Symbole: Schwellen nach den ersten 48 Darbietungen; offene Symbole: Schwellen nach den ersten 16 grob gerasterten Darbietungen. Maskierer 1000 Hz, 60 dB SL; Testton 1000 Hz. VP: A.

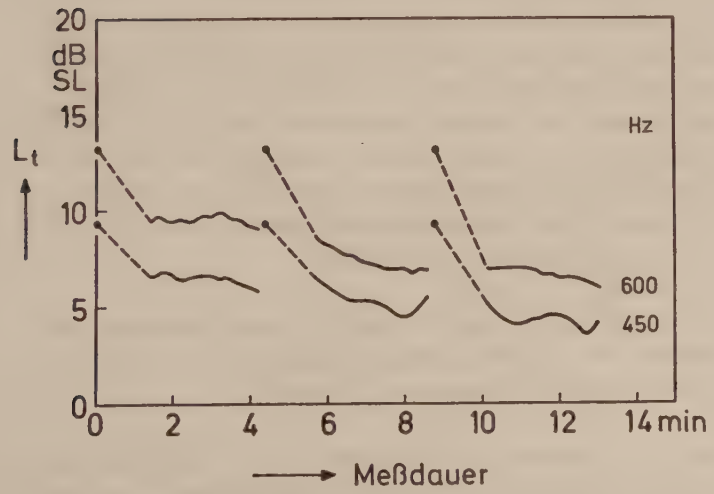

Fig. 15: Einfluß der Meßdauer auf die Lage der dichotischen Pulsationsschwelle. Maskierer 600 Hz, 70 dB SL; Testton 450, 600 Hz. VP: A.

min benötigte. Gestrichelt ist jeweils der Verlauf der DPS angegeben, wenn nur die ersten 16 Darbietungen derselben Experimente ausgewertet wurden. (Die Verläufe stellen den Einfluß wachsender Pausendauer zwischen den Pulsen dar; vergleiche Fig.1 und die Bildunterschrift.) Die gestrichelten Kurven geben exakt dieselben Schwellenfunktionen wieder wie die wesentlich aufwendiger gemessenen durchgezogenen - bis auf einen Adaptationseffekt von etwa 1 dB. Tatsächlich haben die Vorversuche ergeben, daß es wesentlich wichtiger ist, wiederholt dieselbe DPS zu messen, als nur einmal mit grossem Aufwand, da Meßwertstreuungen vor allem zwischen verschiedenen Sitzungen zu beobachten sind. Aus diesem Grund ist es vorzuziehen, während einer Sitzung mehrere Punkte eines Schwellenverlaufs kurz zu messen und solche Sitzungen zu wiederholen, als in jeder Sitzung einzelne DPS-Werte mit großem Aufwand zu bestimmen, wie er für die Konstruktion einer psychometrischen Funktion erforderlich ist.

In Fig.15 ist das schon von Fig.14 bekannte adaptive Absinken der DPS mit der Meßdauer dargestellt. Zweimal wurde der Testtonpegel auf einen vorgegebenen Anfangswert zurückgesetzt. Bei Meßdauern über 3 min macht sich eine Langzeitadaptation bemerkbar. Aus Fig. 15 geht hervor, daß auch bei wiederholten DPS-Bestimmungen während einer Meßsitzung Vorsicht geboten ist: der Wechsel der Signalparameter muß die Möglichkeit der Langzeitadaptation ausschließen.

Das in Absatz 3.1 und 3.4 beschriebene Meßverfahren scheint den zu untersuchenden dichotischen Pulsationsschwellen optimal angepaßt zu sein.

Fig.2 hat gezeigt, daß die DPS oft bei hohen Maskierpegeln gemessen wird. Später wird dargelegt, daß für

den Maskierer im allgemeinen Frequenzen $f_m \leq 2$ kHz in Frage kommen. Es ist zu berücksichtigen, daß tieffrequente Maskierer beidohrig den akustischen Reflex auslösen können, wobei musculus stapedius und musculus tensor tympani kontrahieren, so daß Meßergebnisse in Folge einer Änderung der Trommelfellimpedanz beeinflußt werden können. Liegen jedoch die Maskierpegel nicht mehr als 70 bis 80 dB über der Hörschwelle, so kann davon ausgegangen werden, daß der akustische Reflex nicht ausgelöst wird (Dallos, 1964; Gjaevenes und Vigran, 1967). In den Experimenten werden diese Pegelgrenzen eingehalten.

Insgesamt nahmen 6 VPn an den Messungen dichotischer Pulsationsschwellen teil. Alle berichteten, daß sie bei hinreichend kleinem Testtonpegel den Testton als kontinuierlichen Ton wahrnahmen. Bei einer VP lag der Schwellenpegel jedoch nie mehr als 6 dB über der Hörschwelle, so daß diese VP an keiner weiteren Messung teilnahm. Eine weitere VP war nicht in der Lage, reproduzierbare Meßergebnisse zu liefern; daher beschränkten sich die eingehenderen Untersuchungen auf 4 VPn im Alter zwischen 20 und 30 Jahren. Sie haben normale absolute Hörschwellen.

4. Ermittlung geeigneter Signaldarbietungsparameter

4.1. Einfluß der Tonpulsdauern

In den Vorversuchen wurden als Signaldarbietungsparameter zunächst willkürlich die für monaurale PSn geeigneten (Schreiner et al., 1976) Werte gewählt. In diesem Kapitel wird über Messungen der Einflüsse der Signalparameter auf die DPS berichtet.

Fig.16 zeigt den Einfluß der Impulsdauer auf die dichotische Pulsationsschwelle. Gemessen wurde mit einem Maskierer von L_m = 60 dB SL und f_m = 1,0 kHz und einem Testton derselben Frequenz. Die Pulsdauern $t_m = t_t$ wurden zwischen 50 ms und 225 ms untersucht, jenseits dieser Grenzen haben VPn Schwierigkeiten, die Pulsationsschwellen zu erkennen, so daß Meßfehler groß werden. - Im Gegensatz zu Analogieerwartungen aus der zentralen Maskierung (Zwislocki et al., 1968) fällt die dichotische Pulsationsschwelle nicht exponentiell mit wachsender Pulsdauer, sondern durchläuft ein breites Maximum für $t_m = t_t$ = 90 bis 150 ms und hängt deshalb bei der Wahl $t_m = t_t$ = 110 ms nur geringfügig von den Pulsdauern ab.

4.2. Einfluß der Pausendauern

Fig.17 zeigt den Einfluß der Pausendauern zwischen den Tonpulsen auf die dichotische Pulsationsschwelle. Es ist zwischen zwei Pausen mit offenbar etwas verschiedener Bedeutung zu unterscheiden, nämlich zwischen t_{p1} beim Übergang vom Maskierpuls auf den Testpuls und t_{p2} beim Übergang vom Testpuls auf den Maskierpuls. Die Meßergebnisse gelten wieder für einen Maskiertonpuls von L_m = 60 dB SL, $f_m = f_t$ = 1,0 kHz. Die effektiven Pulsdauern betragen 115 ms. Die obere Kurve stellt den

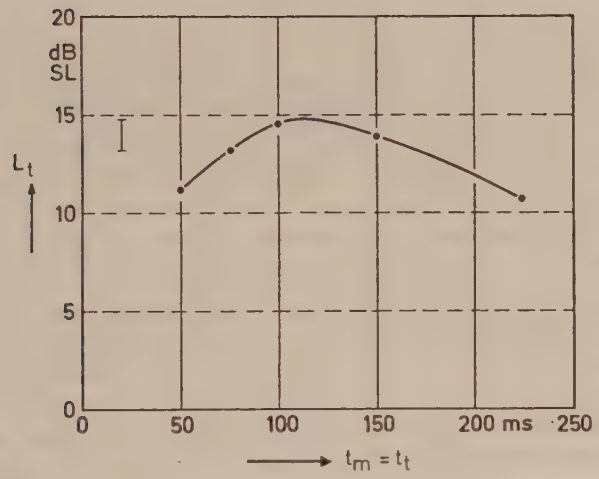

Fig. 16: Einfluß der Pulsdauer auf die DPS.
Maskierer (li. Ohr): 1000 Hz, 60 dB SL
Testton (re. Ohr): 1000 Hz. VP: A

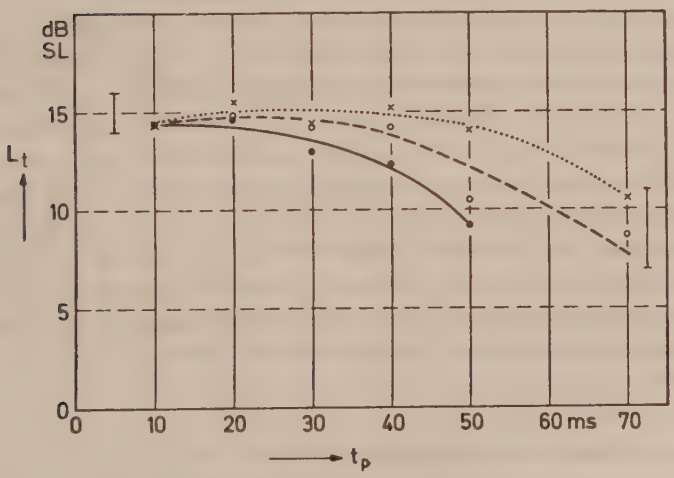

Fig. 17: Einfluß der Pausendauern auf die DPS.
Maskierer (li. Ohr): 1000 Hz, 60 dB SL
Testton (re. Ohr): 1000 Hz. VP: A
x····x····x : t_{p1} variabel, t_{p2} = 10 ms
o – o – o : t_{p2} variabel, t_{p1} = 10 ms
• ——— • : $t_{p1} = t_{p2}$ variabel

Einfluß der Pause beim Übergang Maskierpuls-Testpuls dar bei minimaler Pause t_{p2}; der Einfluß zeigt sich erst jenseits 50 ms als allmähliches Absinken der DPS. Umgekehrt zeigt die mittlere Kurve einen etwas stärkeren Einfluß der Pause Testpuls-Maskierpuls (t_{p2}) bei minimaler Pause t_{p1}; aber bis zu 40 ms ist auch dieser verschwindend. Mit gleichzeitigem Wachsen beider Pausen fällt die Pulsationsschwelle jenseits von 20 ms schon stärker ab (untere Kurve). Die gegenüber den ursprünglichen Schwellen hier tiefer liegende Pulsationsschwelle ist so zu verstehen, daß die Wahrscheinlichkeit, die Pulsation des Testtons mit gleichzeitig wachsenden Pausen beider Arten wahrzunehmen, größer ist, als die Wahrscheinlichkeit der Pulsationswahrnehmung mit Anwachsen der Zwischenpausen nur je einer Art. - Es soll erwähnt werden, daß Fig.17 den subjektiven Lautstärkeeindruck des Testtons bei verschiedenen Pausendauern nur teilweise widerspiegelt: die Lautstärke des Testtons an seiner Pulsationsschwelle fällt mit wachsenden Pausendauern stärker als um die dargestellten maximal rund 5 dB. Wahrscheinlich fällt die Lautstärke nicht nur entsprechend dem um 5 dB verminderten Testtonpegel, sondern wird außerdem durch die mittlere Leistung der Testtonpulse bestimmt, die mit wachsender Pausendauer gleichzeitig abnimmt. - Ähnlich wie in Absatz 4.1 wird geschlossen, daß Pausendauern von 10 ms für die Experimente sinnvoll sind; denn in diesem Bereich haben die Pausendauern keinen Einfluß auf die dichotische Pulsationsschwelle.

4.3. Einfluß der Pulsform

Das Spektrum von Maskiertonpuls und Testtonpuls hängt entscheidend von der Pulsflankensteilheit und der Pulsform ab. Erwünscht ist ein möglichst enges Spektrum; da das Gehör jedoch nur ein begrenztes Frequenzauflösungs-

vermögen hat, das sich in den Filterbandbreiten der Frequenzgruppen (Zwicker, 1967) ausdrückt, brauchen die Pulse andererseits nicht beliebig weich geschaltet zu werden. So nimmt das Ohr keine Schaltknacke wahr, wenn ein 1000 Hz-Tonpuls Anstiegzeiten über 7 ms (Zwicker, 1967) aufweist.

Fig.18 stellt die Abhängigkeit der DPS von der Anstiegszeit t_r der Pulse dar, hier für einen Maskierer von f_m = 600 Hz, L_m = 70 dB SL und drei Testtonfrequenzen f_t = 450, 600, 1000 Hz. Die Abhängigkeiten sind unter Berücksichtigung der Meßgenauigkeit vernachlässigbar klein. Um aber Schaltknacke grundsätzlich zu vermeiden, wird in den weiteren Untersuchungen t_r = 10 ms gewählt.

Mit Pulsdauern $t_m = t_t$ = 110 ms, Pausendauern $t_{p1} = t_{p2}$ 10 ms und Pulsanstiegszeiten t_r = 10 ms sind für die weiteren Untersuchungen die Signalparameter so festgelegt, daß sie die spektralen Eigenschaften der DPS geringstmöglich mitbestimmen.

4.4. Existenzbereich dichotischer Pulsationsschwellen

Viele dichotische Eigenschaften des Gehörs sind an tiefe Signalfrequenzen gebunden, wie z.B. die zentrale Tonhöhenempfindung (central pitch) oder die Wahrnehmung binauraler Schwebungen, die beide nur für Signalfrequenzen unter etwa 1000 Hz zu beobachten sind (Licklider et al., 1950). Daher wurde geprüft, ob die Existenz des dichotischen Kontinuitätseffekts an einen bestimmten Frequenzbereich der Tonpulse gebunden ist.

Fig.19 zeigt den Einfluß der Signalfrequenzen auf die DPS. Maskier- und Testton haben dieselbe Frequenz $f_m = f_t$ = 0,2 bis 5,4 kHz, L_m = 60 dB SL. Die eingezeichneten Meßwerte stellen die Mittelwerte über alle 4 VPn

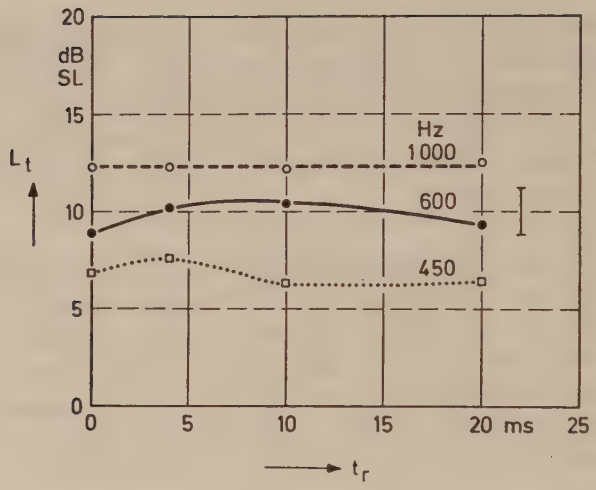

Fig. 18: Einfluß der Pulsanstiegszeit auf die DPS.
Maskierer (li. Ohr): 600 Hz, 70 dB SL.
Testton (re. Ohr): 450, 600, 1000 Hz. VP: A.

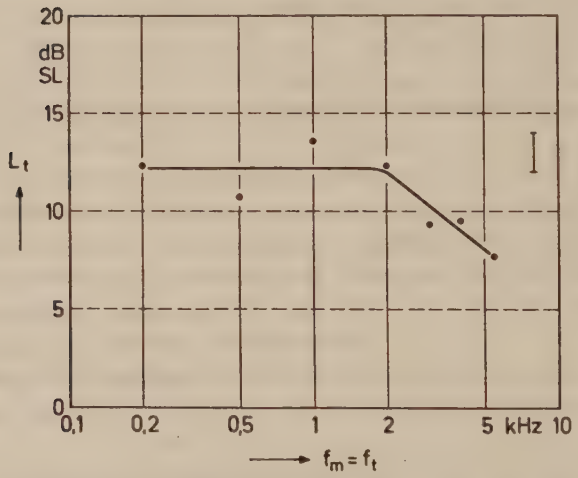

Fig. 19: Existenzbereich der DPS.
Maskierer (li. Ohr): 0,2 bis 5,5 kHz, 60 dB SL.
Testton (re. Ohr): $f_t = f_m$. Gemittelt über 4 VPn.

dar. Die eingezeichnete Kurve fällt oberhalb von 2 kHz ab und deutet damit eine Schwächung des Kontinuitätseffekts bei hohen Frequenzen an. Diese Tendenz war jedoch uneinheitlich zwischen den VPn: Versuchsperson A war nicht in der Lage, die Testtonimpulsfolge oberhalb von 2,5 kHz als kontinuierlichen Ton wahrzunehmen; Versuchsperson B konnte die DPS sogar bei 5,4 kHz sicher bestimmen; Versuchsperson D hatte sowohl bei hohen Frequenzen als auch im Bereich um 500 Hz Schwierigkeiten, die DPS zu bestimmen. Versuchsperson C zeigte etwa das mit der Kurve dargestellte durchschnittliche Verhalten. Offenbar ist die Existenz der DPS nicht so eng an tiefe Frequenzen gebunden wie z.B. die zentrale Tonhöhenempfindung oder die Richtungswahrnehmung in Folge von Zeitdifferenzen zwischen den dichotischen Hörreizen.

5. Meßergebnisse

5.1. Spektralverläufe der dichotischen Pulsationsschwelle

In der Einleitung wurde die Bestimmung dichotischer Pulsationsschwellen als besonders geeignete Methode erklärt, ein psychoakustisches Äquivalent zu einem internen Spektrum auf der Ebene der miteinander wechselwirkenden Hörbahnen zu messen. Daher wird zunächst über eine derartige Anwendung der DPS-Methode berichtet.

Um von vornherein möglichst viele unbekannte Einflüsse auf die neuronale Signalverarbeitung des Gehörs auszuklammern, erzeugt in den folgenden Experimenten ein reiner Ton als Maskierer das innere Spektrum, wie dies schon in Fig.2 angedeutet wurde. Dann ist jede DPS mit vier Signalparametern zu beschreiben, nämlich den Pegeln L_m und L_t, sowie den Frequenzen f_m und f_t. Von den damit vorgegebenen vier Möglichkeiten, ein Parameterpaar als unabhängige und abhängige Variable zu verwenden, werden zwei ausgewählt:

a) bei fest vorgegebenen Maskierparametern L_m, f_m wird die dichotische Pulsationsschwelle L_t als Funktion der Frequenz f_t des Testtons gemessen; dieser DPS-Verlauf wird als "Iso-Maskierton-Schwelle" oder kurz IM-Schwelle bezeichnet;

b) bei fest vorgegebener Frequenz f_t des Testtons und konstantem Pegel des Maskiertons wird die dichotische PS als Funktion der Frequenz f_m des Maskierers gemessen. Dieser DPS-Verlauf wird als "Iso-Testton-Schwelle" oder kurz als IT-Schwelle bezeichnet. Die Kurzbezeichnungen beziehen sich auf den Tonpuls, dessen Frequenz konstant bleibt.

Fig.20 zeigt Spektralverläufe von drei IM-Schwellen, die bei kontralateraler Reizung mit 350 Hz-, 600 Hz-

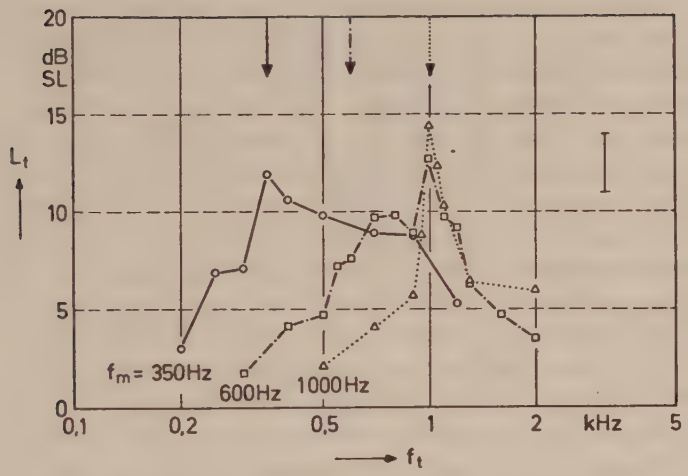

Fig. 20: Spektralverläufe der DPS für drei verschiedene feste Maskiertonfrequenzen (Pfeile im Bild). Maskierton (li. Ohr): f_m = 350, 600, 1000 Hz; L_m = 60 dB SL. VP: A.

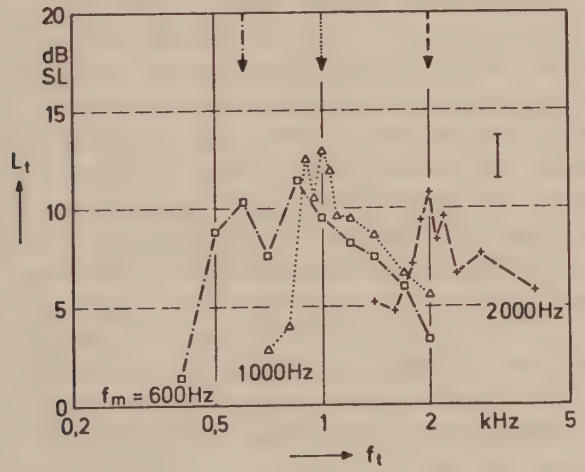

Fig. 21: Spektralverläufe der DPS für drei verschiedene feste Maskiertonfrequenzen (Pfeile im Bild). Maskierton (li. Ohr): f_m = 600, 1000, 2000 Hz; L_m = 70 dB SL. VP: C.

und 1000 Hz-Maskiertönen von 60 dB SL gemessen wurden (siehe Pfeile bei den entsprechenden Testtonfrequenzen am oberen Bildrand). Fig.21 zeigt ebenfalls drei IM-Schwellen, hier für 600 Hz-, 1000 Hz- und 2000 Hz-Maskierer von 70 dB SL, wie sie an einer anderen VP gemessen wurden. Die maximalen Schwellenpegel des Testtons liegen zwischen 10 ... 15 dB SL. Bei den tiefen Maskiererfrequenzen erstrecken sich die Pulsationsschwellenverläufe über etwa 2 Oktaven des Testtons und zeiggen bei beiden Versuchspersonen mitunter Schwellenmaxima (Fig.20, f_m = 600 Hz; Fig.21, f_m = 600 Hz), die deutlich oberhalb der Maskiererfrequenz liegen. Auch läßt sich eine Tendenz erkennen, daß die DPSn zu tiefen Frequenzen hin schneller abfallen als zu hohen. Im übrigen ist der Verlauf der IM-Schwellen bei beiden VPn sehr unregelmäßig und von VP zu VP sehr unterschiedlich.

Fig.22 und Fig.23 zeigen jeweils drei Spektralverläufe von IT-Schwellen, so daß die Pfeile in diesen Diagrammen die festen Testtonfrequenzen angeben. Diese Schwellen wurden wieder von denselben VPn ermittelt. Die Schallpegel der Maskiertöne sind so gewählt, daß sie bei den Testtonfrequenzen gerade dem Hörschwellenabstand wie in Fig.20 und Fig.21 entsprechen. (Bei anderen Maskiererfrequenzen trifft dies nicht zu, so daß im allgemeinen auch keine weiteren gemeinsamen Schwellenwerte der DPS auftreten können). Auffälligstes Merkmal dieser IT-Schwellen ist auch hier der große Frequenzbereich, über den sie sich erstrecken. Die beiden DPS-Verläufe für einen 1000 Hz-Testton zeigen sogar bei Maskiertonfrequenzen unterhalb von 1000 Hz ein ausgedehntes Plateau. In Fig.22 ist zu erkennen, daß die DPS für einen Testton von 600 Hz deutlich niedriger liegt als bei Testfrequenzen von 350 Hz und 1000 Hz. Obwohl die IT-Schwellen sich im übrigen für die beiden

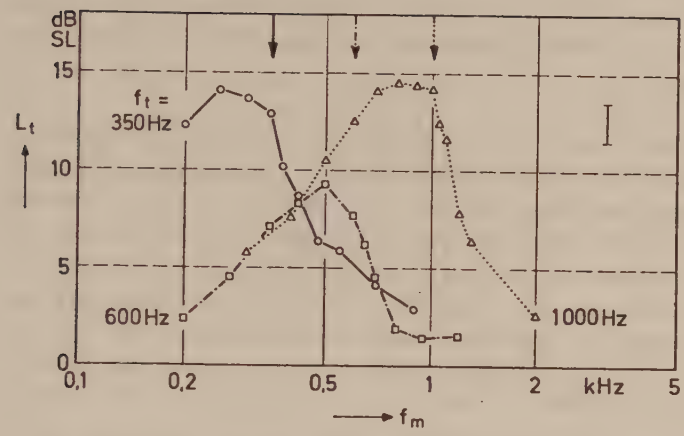

Fig. 22: Spektralverläufe der DPS für drei verschiedene feste Testtonfrequenzen (Pfeile im Bild).
Maskierton (li. Ohr): L_m = 60 dB
Testton (re. Ohr): f_t = 350, 600, 1000 Hz.
VP: A.

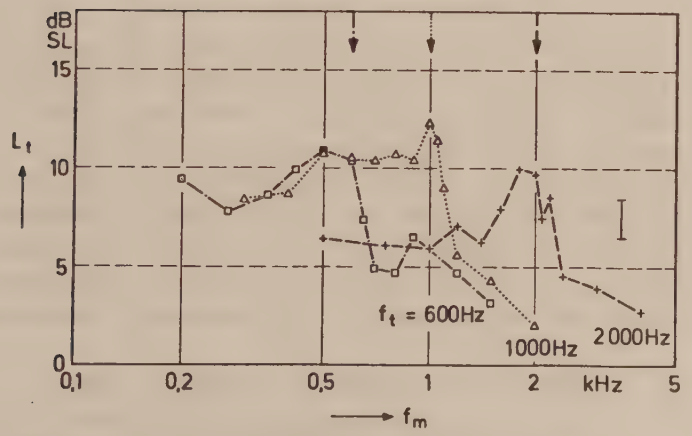

Fig. 23: Spektralverläufe der DPS für drei verschiedene feste Testtonfrequenzen (Pfeile im Bild).
Maskierton (li. Ohr): L_m = 70 dB
Testton (re. Ohr): f_t = 600, 1000, 2000 Hz.
VP: C.

VPn auf den ersten Blick stark unterscheiden, zeigen sie zu hohen Frequenzen hin sehr ähnliche Abfallflanken.

Fig.24 zeigt den Einfluß des Maskiertonpegels auf die DPS anhand von fünf Spektralverläufen der IM-Schwelle, wenn das kontralaterale Ohr mit einem 600 Hz-Maskiertonpuls von 40 dB bis 80 dB gereizt wird. Die in dem Diagramm enthaltene 60 dB-Kurve ist auch in Fig.20 enthalten. Es zeigt sich eine sehr viel stärkere Anhebung der DPS bei Testtonfrequenzen um 1000 Hz als bei der Frequenz des Maskierers selbst, d.h. bei Testtönnen von 600 Hz. Die Tatsache, daß die DPS bei 600 Hz wesentlich langsamer mit dem Maskiertonpegel wächst als in der Umgebung von 1000 Hz, läßt eine sehr starke Nichtlinearität der Signalverarbeitung erkennen. Eine ähnliche Nichtlinearität ist auch von der monauralen Simultanmaskierung bekannt. Ein wesentlicher Unterschied ist jedoch an den gegenüber 600 Hz bei 1000 Hz absolut höheren Schwellenwerten der DPS zu erkennen.

Fig.25 und Fig.26 veranschaulichen den Pegeleinfluß des Maskierers auf den Verlauf der IT-Schwellen; die in Fig.25 enthaltene 60 dB-Kurve entstammt Fig.22. Wie schon mehrfach beobachtet, unterscheiden sich die Schwellenverläufe für die beiden VPn A und B in ihren Einzelheiten erheblich. Doch ist in beiden Diagrammen wieder eine starke Nichtlinearität zu erkennen. Dabei scheinen die DPSn nur geringfügig von dem Pegel eines mit dem Testton frequenzgleichen Maskierers abzuhängen.

5.2. Anmerkung zu den Schwellencharakteristika

Monaurale Pulsationsschwellen zeigen in vielen wesentlichen Eigenschaften - bis auf die Unterdrückungsphänomene - eine enge Verwandschaft mit monauralen Simul-

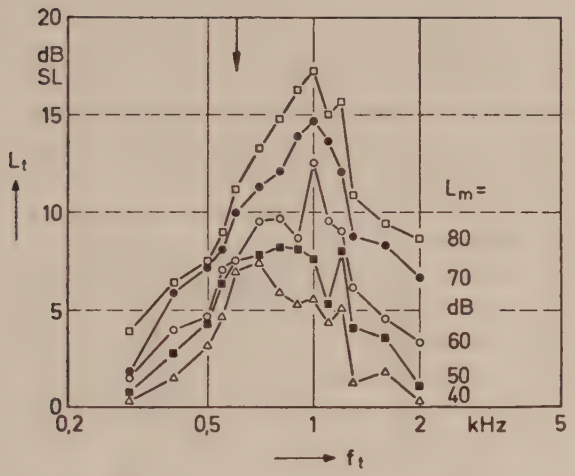

Fig. 24: Einfluß des Maskiertonpegels auf die DPS bei fester Maskiertonfrequenz (Pfeil im Bild). Maskierton (li. Ohr): f_m = 600 Hz; L_m = 40 bis 80 dB SL. VP: A.

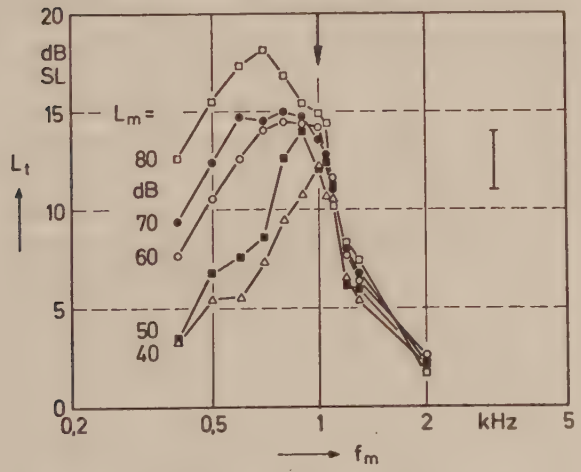

Fig. 25: Einfluß des Maskiertonpegels auf die DPS bei fester Testtonfrequenz (Pfeil im Bild). Maskierton (li. Ohr): L_m = 40 bis 80 dB. Testton (re. Ohr): f_t = 1000 Hz. VP: A.

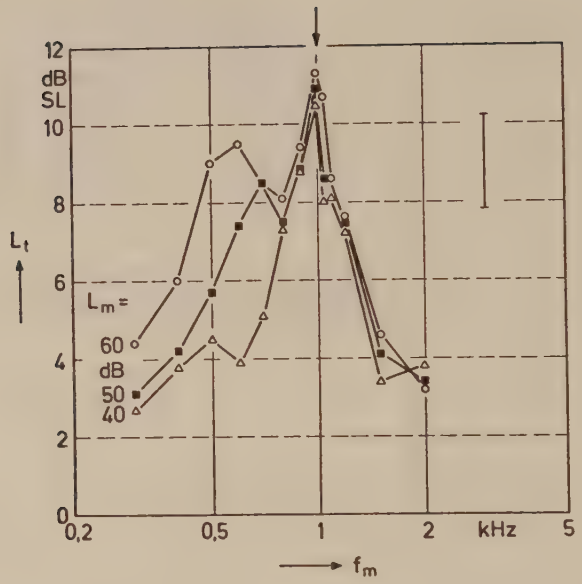

Fig. 26: Einfluß des Maskiertonpegels auf die DPS bei fester Testtonfrequenz (Pfeil im Bild).
Maskierton (li. Ohr): L_m = 40 bis 60 dB
Testton (re. Ohr): f_t = 1000 Hz. VP: B.

tanmaskierungsschwellen (Zwicker und Terhardt, 1974). Daher liegt der Analogieschluß nahe, daß dichotische Pulsationsschwellen auch eng verwandt sein könnten mit Schwellen der zentralen Maskierung (Zwislocki et al., 1968). Diese Autoren haben Experimente durchgeführt, die den hier vorgestellten Messungen von IT-Schwellen entsprechen. Die Ergebnisse beider Methoden zeigen jedoch erhebliche Unterschiede: die zentrale Maskierung wächst oft am schnellsten mit dem Maskiertonpegel, wenn der Maskierton dieselbe Frequenz wie der Testton hat, während die DPS gerade in diesem Fall unempfindlich gegenüber Änderungen des Maskiererpegels ist (Fig.25, Fig.26). Weiterhin zeigt die zentrale Maskierung eine hohe Frequenzselektivität, die den Frequenzgruppen des Gehörs entspricht; dagegen schließen sowohl die IM- als auch die IT-Verläufe der DPS im allgemeinen deutlich mehr als eine Frequenzgruppe ein, bei tiefen Frequenzen sogar bis zu fünf Frequenzgruppen (Fig.20, Fig.21). Schließlich liefert die zentrale Maskierung bei allen VPn sehr ähnliche Verläufe der IT-Schwellen; demgegenüber können die IT-Schwellen der DPS-Methode für verschiedene VPn bis auf die wesentlichsten Charakteristika sehr unterschiedlich in ihrer Struktur sein. Offenbar werden mit der DPS-Methode also andersartige neuronale Signalverarbeitungseigenschaften gemessen als mit der zentralen Maskierung.

Da der Testton an seiner DPS meist nur etwa 10 dB über der Hörschwelle liegt, kann damit gerechnet werden, daß die Spektralverläufe der IM-Schwellen von der Feinstruktur der Hörschwelle beeinflußt werden; beispielsweise wird die Lautheit des Testtons sicher durch die Struktur der Hörschwelle beeinflußt, da die Hörschwelle durch physiologisches Rauschen gebildet wird und dieses Rauschen lautheitsdrosselnd wirkt (Zwicker, 1963). In Fig. 27 und Fig.28 sind daher die Meßergebnisse mit Hilfe

der individuellen Frequenzgänge des Freifeldübertragungsmaßes der Kopfhörerkapseln auf Schalldruckpegel umgeeicht worden. In Fig.27 ist die Schar der IM-Schwellen von Fig. 24 wiedergegeben, hier einschließlich der gestrichelten Hörschwelle. Fig.28 stellt die drei IM-Schwellenverläufe von Fig.21 als Schalldruckpegel dar. Es zeigt sich, daß die Hörschwelle einen signifikanten Einfluß auf den Verlauf der DPS hat.

Daher werden im nächsten Absatz Experimente beschrieben, in denen gleichmäßig verdeckendes Rauschen (Zwikker, 1967) zu den Testtonpulsen addiert wird, so daß eine künstliche glatte Mithörschwelle in dem Ohr entsteht, dem die Testsignale dargeboten werden (im folgenden kurz "Testohr" genannt).

5.3. Einfluß von Rauschen im Testohr

Fig.29 zeigt das Leistungsdichtespektrum eines Rauschsignals, das bis etwa 7 kHz gleichmäßig verdeckendes Rauschen darstellt (Zwicker, 1967). Das Rauschen wird von einem digitalen Rauschgenerator erzeugt, dessen Taktfrequenz 9,2 kHz beträgt; es handelt sich um digitales Rauschen maximaler Sequenzlänge. Da das Gehör das Breitbandrauschen jedoch mit seinen Frequenzgruppen filtert, die in den für die Messungen wesentlichen Frequenzbereichen nicht breiter als 1/20 der Taktfrequenz sind, ist das digitale Rauschen für das Gehör einem Rauschen mit gauß'scher Amplitudenverteilung gleichwertig (Meyer und Guicking, 1974) und kann empfindungsmäßig auch nicht von gauß'schem Rauschen unterschieden werden.

Um den Rauschpegel in einem für psychoakustische Messungen geeigneten Maß angeben zu können, wurde in einem Simultanmaskierungsexperiment bei vorgegebenem

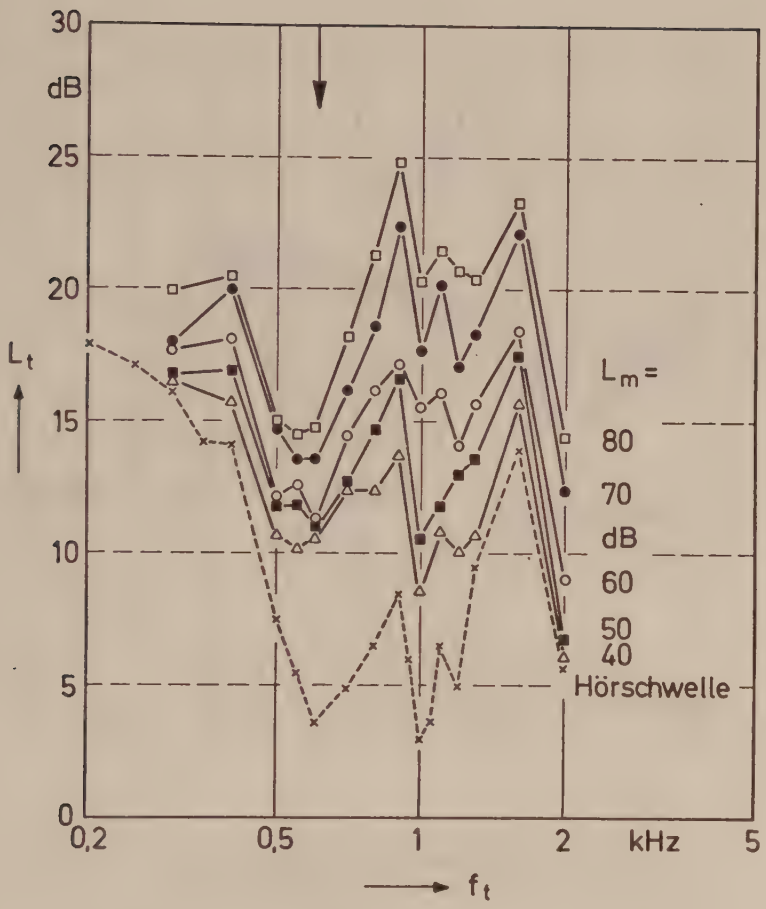

Fig. 27: Schalldruckpegeldarstellung der Spektralverläufe aus Fig.24

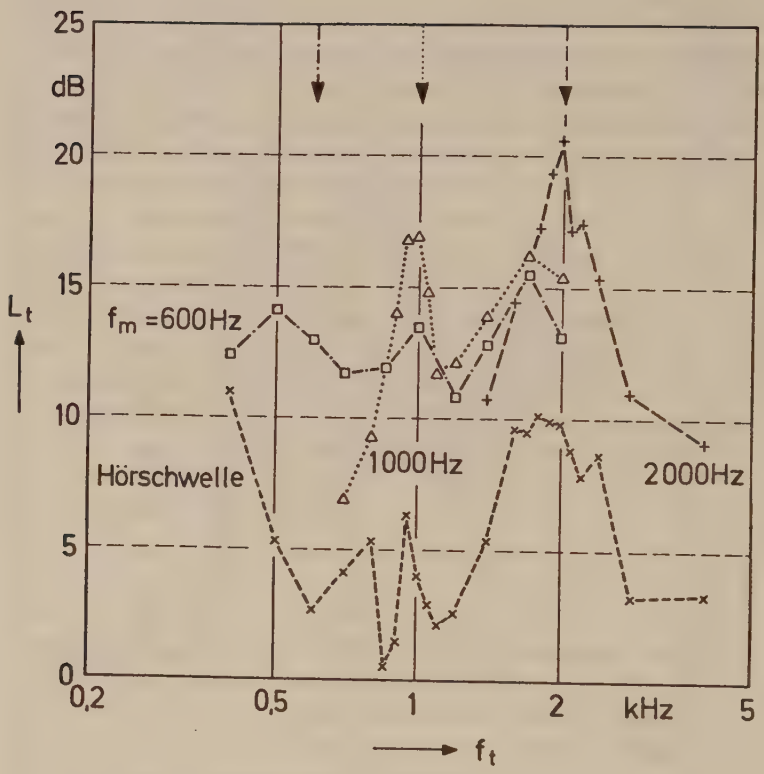

Fig. 28: Schalldruckpegeldarstellung der Spektralverläufe aus Fig.21

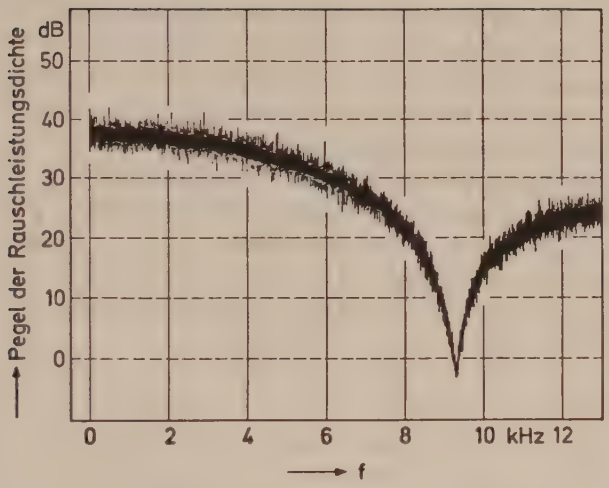

Fig. 29: Leistungsdichtespektrum eines bis 7 kHz gleichmäßig verdeckenden Rauschens, erzeugt von einem digitalen Rauschgenerator mit einer Taktfrequenz von 9,2 kHz.

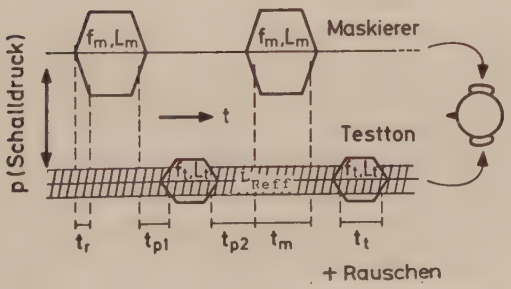

Fig. 30: Signaldarbietungsschema des Pulsationsschwellenparadigmas mit zusätzlichem Rauschen am Testohr.

Leistungsdichtepegel die Mithörschwelle einer 1000 Hz-Testtonimpulsfolge bestimmt. Die Pegel können dann bei jeder VP entsprechend der durch das Rauschen verursachten Hörschwellenverschiebung als "effektive Rauschpegel" angegeben werden; dabei wird das physiologische Rauschen an der absoluten Hörschwelle entsprechend seiner Intensität zu dem externen Rauschen addiert. Also bedeutet L_{Reff} = 0 dB, daß dem Testohr kein externes Rauschen zugeführt wird. Diese Pegelangabe ermöglicht eine Aussage über die in jeder Frequenzgruppe des Gehörs wirksame Rauschleistung. Sie liegt aufgrund des bei der Simultanmaskierung wirksamen Verdeckungsmaßes (Zwicker, 1967) um 3 dB über dem effektiven Rauschpegel.

Um tieferen Einblick in die den Spektralverläufen der DPS zugrunde liegenden Signalverarbeitungseigenschaften des Gehörs zu gewinnen, werden in drei verschiedenen Experimenten dichotische Pulsationsschwellen unter dem Einfluß externen Rauschens am Testohr gemessen. Das Signaldarbietungsschema von Experiment 1 ist in Fig.30 dargestellt. Zunächst werden Maskier- und Testtonparameter so gewählt, daß die DPS in einem günstigen Pegelbereich von $L_t \geq$ 10 dB SL liegt; dann wird bei festen Maskiertonparametern kontinuierliches Rauschen des effektiven Pegels L_{Reff} zum Testpulszug addiert und die DPS des Testtons neu ermittelt. Experiment 2 unterscheidet sich von Experiment 1 darin, daß das Rauschen nur simultan zum Testton pulsierend dargeboten wird. In Experiment 3 wird das Rauschen hingegen zeitlich simultan zum Maskierton pulsierend dem Testohr dargeboten. Fig.31 zeigt die Abhängigkeit der DPS vom Rauschpegel (als Mittelwerte über je fünf verschiedene DPSn von drei VPn). Die Experimente 1 und 3 (kontinuierliches Rauschen bzw. Maskierer-simultan pulsierendes Rauschen) führen zu demselben Ergebnis. Es ist gestrichelt eingetragen. Die Übereinstimmung

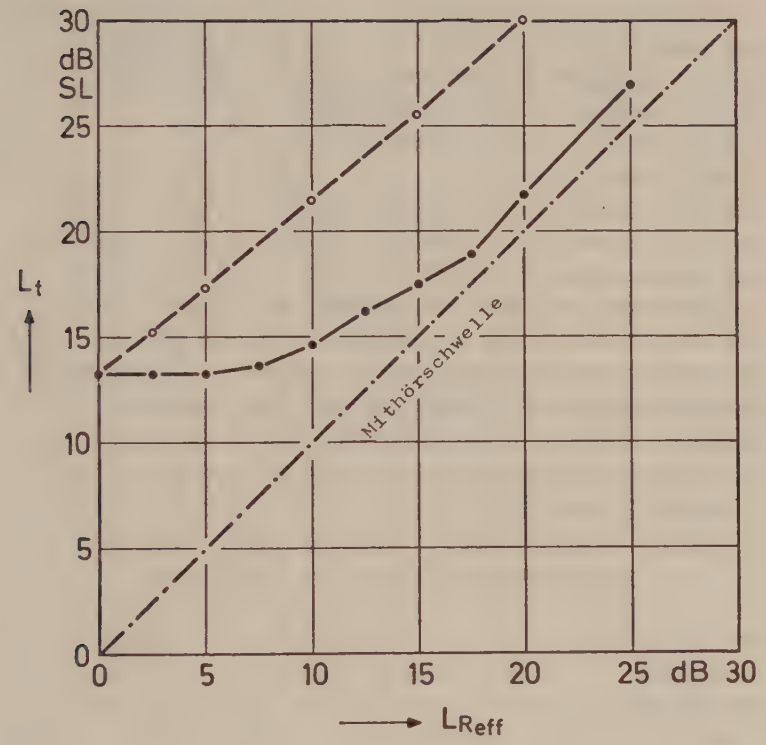

Fig. 31: Einfluß eines dem Testohr dargebotenen breitbandigen Rauschsignals, dessen Pegel einer Hörschwellenverschiebung L_{Reff} entspricht. Maskiertonparameter und Testtonfrequenz sind konstant. Gestrichelte Kurve: DPS bei Maskierer-simultan pulsierendem oder kontinuierlichem Dauerrauschen; durchgezogene Kurve: DPS bei Testton-simultan pulsierendem Rauschen. Meßkurven stellen Mittelwerte über je fünf verschiedene DPSn von drei VPn dar.

bestätigte sich in einem Kontrollexperiment, in dem die DPS abwechselnd gemäß Experiment 1 und Experiment 3 gemessen wurde. In diesen Experimenten wächst die DPS nur etwas langsamer als der Rauschpegel: bei L_{Reff} = 20 dB ist die DPS um etwa 17 dB angestiegen.

Als durchgezogene Kurve ist der Einfluß Testton-simultanen Rauschens auf die DPS dargestellt. Für Rauschpegel kleiner als L_{Reff} = 7 dB zeigt sich kein Einfluß des Rauschens auf die DPS. Für größere Rauschpegel steigt die DPS an und nähert sich dem Verlauf der Mithörschwelle. Da von den VPn der Eindruck geäußert wird, daß sich das Pulsationsschwellenkriterium in Mithörschwellennähe ändert, besteht wahrscheinlich ein enger Zusammenhang des Anstiegs der DPS mit dem Mithörschwellenabstand des Testtons. Das Ergebnis aus Experiment 2 steht in Einklang mit dem Verhalten der DPS in den Experimenten 1 und 3. Wenn ein Rauschen keinen Einfluß auf die DPS des Testtons hat, solange es lediglich für die Dauer des Testtons eingeschaltet ist, so ist zunächst auch nicht zu erwarten, daß ein Unterschied zwischen den Meßergebnissen für Maskierer-simultanes und kontinuierliches Rauschen besteht. Also vermag das breitbandige Rauschen bei Frequenzgruppenpegeln unterhalb des Testtonpegels dichotisch auf neuronaler Ebene mit dem Maskierton wechselzuwirken, monaural mit dem Testton jedoch nicht.

6. Diskussion

6.1. Mindestpegel auswertbarer Pulsationsschwellen

Die VP hat in allen Experimenten die dichotische Pulsationsschwelle bestimmt, indem sie auf die Frage, ob sie den Testton als pulsierenden Ton wahrnimmt, mit "ja" oder "nein" antwortet; im allgemeinen bedeutet dabei die Antwort "nein", daß der Testtonpegel als kontinuierlicher Ton wahrgenommen wird. Es gibt jedoch Grenzfälle in Hörschwellennähe, in denen der Testton zwar einerseits als pulsierend empfunden wird, andererseits jedoch nach Pegelverminderung (entsprechend dem Békésy-Verfahren) nicht mehr klar als Dauerton erkennbar ist. In diesen Fällen muß berücksichtigt werden, daß das Meßergebnis wahrscheinlich weitgehend von der Pegelunterschiedsempfindlichkeit des Gehörs bestimmt wird, nicht aber Ausdruck der mit der DPS untersuchten dichotischen Wechselwirkung ist. Dieser Vermutung liegt die Vorstellung zugrunde, daß ein pulsationsschwellennaher Testtonpuls bezüglich der Intensitätsunterschiedsempfindlichkeit des Gehörs einem pulsierenden Dauerton entspricht. Im einzelnen besagt eine solche Analogie: die DPS ist als derjenige Testtonpegel zu verstehen, bei dem der Testtonpuls mit 50% Wahrscheinlichkeit als kontinuierlicher Ton - oder aber auch als pulsierender Ton - wahrgenommen wird; die eben wahrnehmbare Intensitätsschwankung eines pulsierenden Dauertons ist ebenfalls als derjenige Pegelunterschied aufzufassen, bei dem der Dauerton mit 50% Wahrscheinlichkeit als pulsierender Ton wahrgenommen wird. Daraus ergibt sich als sinnvolle Forderung, daß der Mindestpegel auswertbarer dichotischer Pulsationsschwellen dem eben wahrnehmbaren Pegelunterschied eines Dauertons an dessen Mithörschwelle entsprechen soll, d.h. er kann aus der bekannten Eigenschaft des Gehörs, daß der eben

wahrnehmbare relative Intensitätszuwachs $\Delta I/I$ eine von der Signalintensität I unabhängige Konstante ist, berechnet werden (siehe Anhang A1) und ergibt sich zu $L_{t,min} = 4$ dB SL.

6.2. Deutung der Abhängigkeit der DPS vom Testton-simultan pulsierenden Rauschen

6.2.1. Schwellenkriterium: konstante Lautheit des Testtons

Monaurale Pulsationsschwellen werden ganz entscheidend sowohl von der Lautheit des Maskierers (Houtgast, 1974b) als auch der des Testtons (Schreiner und Kronberg, 1976) bestimmt. - Im dichotischen Experiment wird die Lautheit des Testtons mit Testton-simultan pulsierendem Rauschen verschiedener Pegel gedrosselt (Absatz 5.3) und jeweils die DPS bestimmt. Mit Hilfe eines von Zwicker (1963) angegebenen Lautheitsberechnungsverfahrens kann nun die Hypothese geprüft werden, ob das Kriterium konstanter Lautheit des Testtons an der DPS die Meßwerte wiedergibt. In Anhang A2 wird der Pegel eines Testtons berechnet, dessen Lautheit bei den im Experiment verwendeten Rauschpegeln konstant ist. Er ist in Fig.32 als gestrichelte Kurve (N = const.) eingetragen. Die Lautheit des Testtons wird also sehr stark von dem Testton-simultan pulsierenden Rauschen beeinflußt, so daß er auch schon bei kleinen Rauschpegeln eine größere Intensität haben muß, um nicht leiser zu werden. Damit weicht der Pegel eines Tones konstanter Lautheit vollkommen ab vom Pegel des Testtons an seiner dichotischen Pulsationsschwelle (dargestellt als durch offene Kreise laufende durchgezogene Kurve). Mit diesem Ergebnis muß die Hypothese konstanter Lautheit des Testtons an der DPS verworfen werden. Insofern unterscheiden sich die Eigenschaften dichotischer Pulsationsschwellen ganz

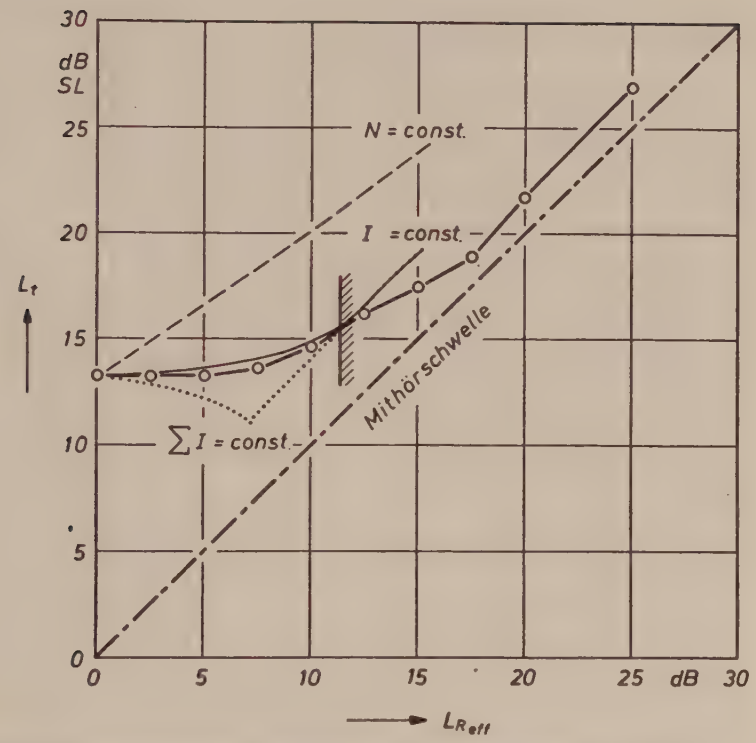

Fig. 32: Vergleich der gemessenen Abhängigkeit der DPS vom Pegel Testton-simultan pulsierenden Rauschens mit verschiedenen Schwellenbedingungen.
gestrichelte Kurve: Testton konstanter Lautheit (N = const.)
punktierte Kurve: konstante Gesamtintensität in der Frequenzgruppe des Testtons unter Berücksichtigung der Intensitätsunterschiedsempfindlichkeit des Gehörs ($\sum I$ = const.)

dünne durchgezogene Kurve: konstante Intensität des Testtons unter Berücksichtigung der Intensitätsunterschiedsempfindlichkeit des Gehörs (I = const.)
fette Kurve, durch offene Kreise laufend: gemessene DPS.
Der schraffierte Balken gibt die Grenze auswertbarer Schwellen an.

wesentlich von denen monauraler PSn.

6.2.2. Schwellenkriterium: konstante Intensität des Testtons

Der konstante Verlauf der DPS unter der Wirkung von Testton-simultan pulsierendem Rauschen von $L_{Reff} \leq 7$ dB läßt eher auf konstante Intensität des Testtons als Schwellenkriterium (bei konst. Maskierer) schließen. Unter Annahme dieses Kriteriums muß geklärt werden, worauf der langsame Anstieg der DPS für effektive Rauschpegel $L_{Reff} > 7$ dB beruht. Es fällt auf, daß die DPS erst in unmittelbarer Nähe der Mithörschwelle signifikant (bezogen auf einen Meßfehler von $\pm$ 1 dB) vom konstanten Pegel abweicht. Das legt die Vermutung nahe, daß diese Abweichung mit der in Hörschwellennähe zunehmenden Intensitätsunterschiedsschwelle des Gehörs (Zwicker, 1958) zusammenhängt. Zur quantitativen Überprüfung wird angenommen, daß erstens der Testtonpuls bei Wahrnehmung als kontinuierlicher Ton auch einem Dauerton derselben Intensität gleichzusetzen ist, daß zweitens der Testtonpuls dann mit 50% Wahrscheinlichkeit als pulsierend wahrgenommen wird (also seine DPS erreicht), wenn der Testtonpegel um den wahrnehmbaren Pegelunterschied gegenüber dem Dauerton erhöht wird. In Anhang A3 wird der Testtonpegel an der dichotischen Pulsationsschwelle berechnet, indem zu einer konstanten Intensität des Testtons - entsprechend 100% Wahrscheinlichkeit der Wahrnehmung als kontinuierlicher Ton - die rauschpegelabhängige Intensitätsunterschiedsschwelle addiert wird. Das Ergebnis ist als dünne durchgezogene Linie in Fig.32 eingezeichnet. Bis zur Grenze der Auswertbarkeit dichotischer Pulsationsschwellen, die schraffiert angedeutet ist, stimmen diese Werte sehr gut mit den Meßwerten überein. Mit anderen Worten: obwohl die Meßkurve der DPS bei höheren Rauschpegeln von

der Horizontalen abweicht, kann die Hypothese konstanter Intensität des Testtons an der DPS (bei konstantem Maskierer) als brauchbar angesehen werden.

6.2.3. Schwellenkriterium: konstante Gesamtintensität von Rauschen und Testton in der Frequenzgruppe des Testtons

Da das Ohr den hörbaren Frequenzbereich in Frequenzgruppen einteilt und in der Lage ist, die in eine Frequenzgruppe fallenden Signalintensitäten zu integrieren, soll die Annahme geprüft werden, ob die DPS bei konstanter Gesamtintensität innerhalb der Frequenzgruppe des Testtons liegt. Dies bedeutet, daß mit wachsendem Rauschpegel der Pegel des Testtons vermindert werden sollte. Da jedoch wieder davon ausgegangen werden muß, daß sich die Intensitätsunterschiedsschwelle auf die Pulsationsschwelle des Testtons auch unter dieser Schwellenbedingung auswirkt, soll ihr Einfluß gleichzeitig berücksichtigt werden. Es ist dann die Frage, ob das Zusammenwirken beider Einflüsse zu einem DPS-Verlauf führen könnte, der im Rahmen der Meßgenauigkeit mit den Meßergebnissen verträglich ist. In Anhang A4 wird der Pegel des Testtons unter der Annahme konstanter Frequenzgruppenintensität mit Berücksichtigung der Intensitätsunterschiedsempfindlichkeit des Gehörs berechnet; der Testtonpegel ist in Fig.32 als Funktion des Rauschpegels punktiert eingetragen. Bis zu einem effektiven Rauschpegel von etwa L_{Reff} = 7 dB müßte der Testtonpegel meßbar fallen. Weder die durchschnittliche noch irgendeine individuelle DPS deuten solch einen Verlauf an.

6.2.4. Schwellenkriterium: konstante Feuerrate eines Neurons

Es zeigt sich also, daß die DPS weder durch die Laut-

heit des Testtons noch durch die in die Frequenzgruppe des Testtons fallende Gesamtintensität von Testton und Rauschen bestimmt wird. Nun wird die DPS durch neuronale Wechselwirkungen bestimmt; daher ist der nächstliegende Erklärungsversuch, das Meßergebnis mit neuronalen Eigenschaften zu vergleichen, die im gegebenen Pegelbereich unabhängig von der Intensität des Breitbandrauschens sind, also nur vom Testtonpegel abhängen. Eine der einfachsten Annahmen wäre, daß die DPS von der Feuerrate eines einzelnen Neurons bestimmt wird; da jedoch ein Ton viele Neurone aktiviert, soll das betrachtete Neuron als Stellvertreter der aktivierten Neuronenpopulation verstanden werden.

In der Literatur finden sich nur wenige Daten über die Aktivität eines Neurons, wenn gleichzeitig mit einem Ton und breitbandigem Rauschen verschiedener Pegel gereizt wird. Diese Daten können jedoch nicht für einen direkten Vergleich herangezogen werden, da die Rauschpegel entweder zu hoch sind (Kiang und Moxon, 1974) oder geeignete Pegelangaben fehlen (Kiang, 1965; Bilsen et al., 1975). Allerdings kann aus den bekannten und experimentell vielfach gestützten Gesetzmäßigkeiten der Aktivitätseigenschaften einzelner Neurone bzw. Fasern im 8. Hirnnerv, nucleus cochlearis und der oliva superior geschlossen werden, daß die Feuerrate unabhängig von den interessierenden effektiven Rauschpegeln ist.

Dazu soll ein Neuron betrachtet werden, dessen Bestfrequenz der Frequenz des Testtons entspricht. Der Testton allein bewirkt eine Aktivität, die der Feuerraten-Intensitätsfunktion ("Ratenfunktion") des Neurons entspricht (Keidel, 1975). Diese Feuerrate kann durch einen zweiten Ton vermindert werden; er muß in einem der Inhibitionsgebiete an den Flanken der Iso-Aktivitäts-Kurve ("tuning curve") liegen, die von Sachs und Kiang

(1968) für Fasern des 8. Hirnnerven eingehend bestimmt wurden; vergleiche Fig.33a. Die dem Testton entsprechende Feuerrate kann aber auch durch schmale Rauschbänder in den Inhibitionsgebieten unterdrückt werden (Greenwood und Goldberg, 1970; gemessen im nucleus cochlearis).

Im Versuch besteht der Hörreiz jedoch aus dem Testton und breitbandigem, gleichmäßig verdeckendem Rauschen (s. Fig.33a). Der Testton ist als voller Kreis bei der Bestfrequenz des Neurons eingetragen, das Rauschen schräg schraffiert angedeutet mit nach hohen Frequenzen abfallender Leistungsdichte. Greenwood und Goldberg (1970) stellten fest, daß Neurone im nucleus cochlearis unter der Wirkung von Rauschen variabler Bandbreite entsprechend der über die Bandbreite integrierten Leistungsdichte feuern, jedoch nur bis zu einer maximalen Grenzbandbreite. Mit weiter wachsender Bandbreite sinkt die Feuerrate wieder. Von wesentlicher Bedeutung ist hierbei, daß eine solche echte Integration - das Neuron feuert entsprechend der Gesamtintensität unabhängig von der speziellen Bandbreite des Schmalbandrauschens - physiologisch nicht selbstverständlich ist. Diese Einzelzellgenschaft gleicht weitgehend den psychoakustisch feststellbaren Frequenzgruppen (Zwicker, 1967), so daß wahrscheinlich beiden Integrationsphänomenen dieselbe Signalverarbeitung zugrunde liegt. Daher wird angenommen, daß das im Versuch benutzte Breitbandrauschen zunächst entsprechend den Frequenzgruppen gefiltert wird (Frequenzgrenzen in Fig.33a gestrichelt angedeutet) und die Filterausgangssignale unabhängig voneinander das Neuron entsprechend jeder Einzelintensität und Bandmittenfrequenz stimulieren. Diese aus dem gleichmäßig verdeckenden Rauschen gebildeten Signalkomponenten sind in Fig. 33a als Pfeile dargestellt.

Die weitere Schlußfolgerung zum Feuerverhalten eines

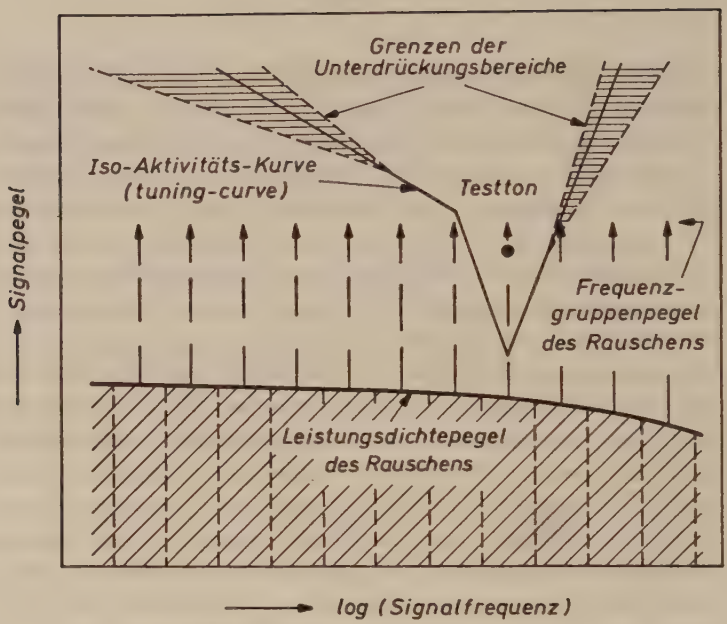

Fig. 33a: Skizze der Aktivierungs- und Unterdrückungsbereiche eines Neurons, das gleichzeitig durch einen Testton (bei der Bestfrequenz) und breitbandiges Rauschen aktiviert wird.

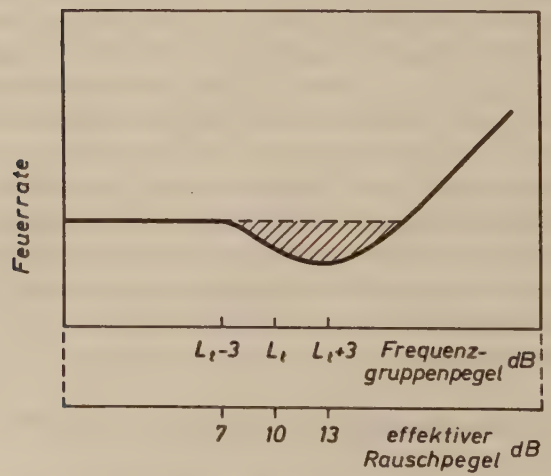

Fig. 33b: Aktivität eines Neurons bei konstanten Testtonparametern als Funktion des Rauschpegels, wie sie aus der Skizze Fig. 33a zu folgen ist.

Neurons stützt sich wieder auf experimentell vielfach gesicherte Befunde, die in wesentlichen Punkten vom 1. Neuron (8. Hirnnerv) über den nucleus cochlearis bis wenigstens zur oliva superior gültig sind (Goldberg et al., 1964; Goldberg u. Greenwood, 1966; Greenwood u. Goldberg, 1970; Rose et al., 1967; Hind et al., 1967; Hind et al., 1970). Wird das Ohr mit mehr als einer Signalkomponente gereizt, so gibt es zwei grundsätzliche Eigenschaften der Nervenaktivität:

a) bei hinreichend großem Pegel einer Komponente gegenüber den übrigen Komponenten, deren Mindestwert durch die Lage der Komponenten relativ zur Tuning-Kurve des Neurons bestimmt wird, feuert das Neuron nur noch entsprechend dieser "dominierenden" Komponente; die Aktivität bliebe also unverändert, wenn nur die dominante Komponente allein dargeboten würde (Greenwood u. Goldberg, 1970: "masking by domination"; Hind et al., 1970: "capture effect"). Es kann so auch vorkommen, daß die dominante Komponente eine geringere Feuerrate bewirkt, als es die übrigen Komponenten unter Ausschluß der dominanten könnten;
b) bei geringeren Intensitätsunterschieden zwischen den Komponenten ist eine Mischaktivität des Neurons festzustellen; Feuerrate und Intervallstatistik werden von allen Komponenten beeinflußt.

Die Literatur gibt auch klare Grenzen für die Gültigkeitsbereiche der Eigenschaften (a) und (b) an, soweit sie hier gebraucht werden. Hind et al. (1967, S.807) betonen, daß bei Stimulation mit zwei Komponenten in der Nähe der Bestfrequenz die resultierende Feuerrate weitgehend nur der effektiveren Komponente entspricht, sich also nicht einfach aus einer Leistungsaddition ergibt.

Aus diesen Aktivitätseigenschaften kann auf die Feuerrate des Neurons bei gleichzeitiger Stimulation mit dem Testton und breitbandigem Rauschen als Funktion des Fre-

quenzgruppenpegels des Rauschens geschlossen werden (siehe Fig.33a u. b).

Bei gegebenen festen Testtonparametern soll dem DPS-Versuch entsprechend der Pegel des Breitbandrauschens von kleinen Werten ausgehend angehoben werden. Zunächst tritt nur die Rauschkomponente mit der Testtonfrequenz als Bandmitte in den Antwortbereich des Neurons ein. Solange der Testton um 6 dB über der Mithörschwelle liegt, ist der Testton sicher im Sinne von Hind et al. (1967) die "effektivere" der beiden Komponenten Testton und Rauschen. Bis zu diesem Pegel bestimmt der Testton also allein die Feuerrate, die daher konstant bleibt (Fig.33b). - Im Versuch entsprechen dieser Pegeldifferenz zwischen Testton und Rauschen folgende Werte: Testtonpegel L_t = 13 dB, effektiver Rauschpegel L_{Reff} = 7 dB, so daß wegen des Verdeckungsmaßes von 3 dB bei 1000 Hz (Zwicker, 1967) ein Frequenzgruppenpegel von $L_{\Delta f}$ = 10 dB folgt. - Wird der Rauschpegel weiter angehoben, so ist wegen der dann geringen Intensitätsdifferenz zwischen Testton und Rauschen eine Mischaktivität des Neurons zu erwarten; wenn dann die Frequenzgruppenpegel dem Testtonpegel gleichen, gelangt erstmalig ein Rauschanteil oberhalb der Testfrequenz in den hochfrequenten Unterdrückungsbereich, so daß nun die Aktivität gedrosselt wird. Denn laut Sachs u. Kiang (1968) reicht der hochfrequente Unterdrückungsbereich, wie in der Skizze von Fig.33a angedeutet, etwa bis zum Testtonpegel herab. Wird der Rauschpegel um weitere 3 dB angehoben ($L_{Reff} = L_t$), so wird der Testton gerade verdeckt, und das Rauschen dominiert endgültig über den Testton; gleichzeitig ist die Rauschkomponente oberhalb des Testtons noch tiefer in den Unterdrückungsbereich des Neurons eingedrungen, die Feuerrate entspricht also der durch das Breitbandrauschen allein hervorgerufenen Aktivität und hat hier ihr Minimum. Mit weiter wachsendem Rauschpegel

steigt die Feuerrate entsprechend der Ratenfunktion für Breitbandrauschen an. Fig.33b mit dem schraffierten Unterdrückungsbereich deutet an, daß die Feuerrate des Neurons also überhaupt erst oberhalb eines effektiven Rauschpegels L_{Reff} = 7 dB vermindert wird. Dieses aus allgemeinen Gesetzmäßigkeiten der Aktivität einzelner Neuronen abgeleitete Ergebnis scheint mit entsprechenden physiologischen Meßergebnissen von Bilsen et al. (1975, Fig.4 u. Fig.5) übereinzustimmen, wenn man als wirksame Filter die beim Menschen gefundenen Frequenzgruppen annimmt und die Aktivität des Neurons bei Stimulation mit einem Bestfrequenzton betrachtet.

Im Gegensatz zu der hier dargestellten Aktivitätsdrosselung einzelner Neurone macht sich schon ein wesentlich schwächeres breitbandiges Rauschen lautheitsdrosselnd bemerkbar. Bei höheren Testtonpegeln genügen dazu schon Frequenzgruppenpegel, die um 30 dB unter dem des Testtons liegen (Zwicker, 1963). Entsprechend werden auch monaurale Pulsationsschwellen durch Rauschen beeinflußt (Houtgast, 1974; Schreiner u. Kronberg, 1976).

Zusammenfassend ist festzustellen, daß Testton-simultan pulsierendes breitbandiges Rauschen schon bei niedrigen Pegeln $L_{Reff} \leq 7$ dB sowohl die Lautheit, als auch die Gesamtintensität von Testton und Rauschen (in einer Frequenzgruppe) psychoakustisch meßbar beeinflußt; die DPS zeigt keine entsprechenden Abhängigkeiten. Auch wird das Aktivitätsmuster über einer ursprünglich nur vom Testton allein aktivierten Neuronenpopulation durch breitbandiges Rauschen beeinflußt, wodurch wahrscheinlich auch die Lautheitsempfindung des Testtons verändert wird (Howes, 1974). Dagegen wird erläutert, daß die Feuerrate eines einzelnen Neurons, dessen Bestfrequenz dem Testton entspricht, nicht von solchen Rauschpegeln verändert wird. Da einerseits schon ein leiser Ton fast 2000 Fasern im

8. Hirnnerv aktiviert, andererseits die oben dargestellten Ergebnisse mit dem Verhalten eines einzelnen Neurons gedeutet werden können, soll im folgenden angenommen werden, daß die Gesamtaktivität aller Neurone auf der betrachteten Ebene sich im wesentlichen nicht von dem Verhalten eines einzelnen Neurons unterscheidet.

6.3. Deutung der Abhängigkeit der DPS vom Pegel kontinuierlichen Rauschens

6.3.1. Anwendung der Theorie der zentralen Maskierung

Der experimentelle Befund, daß es keine Unterschiede der DPS unter der Wirkung von kontinuierlichem und Maskierer-simultan pulsierendem breitbandigem Rauschen gibt, sowie das Ergebnis der Diskussion über den Einfluß Testton-simultan pulsierenden Rauschens auf die DPS rechtfertigt die Schlußfolgerung, daß auch für kontinuierlich dem Testohr dargebotenes Rauschen keine die DPS bestimmende Wechselwirkung mit dem Testtonpuls auftritt; da aber in diesem Fall die DPS deutlich vom Rauschpegel abhängt (Fig.31, gestrichelte Kurve), muß auf eine zentrale Wechselwirkung zwischen kontralateralem Maskiertonpuls und ipsilateralem kontinuierlichem Rauschen geschlossen werden. Die früheste Station auf der Hörbahn, in der Wechselwirkungen beider Ohren festgestellt wurden, ist die oliva superior (Tsuchitani u. Boudreau, 1969). Da die in diesem Kapitel zu diskutierenden Meßergebnisse keine dichotische Unterdrückung zeigen, kommt als funktionell relevanter Olivenbereich die oliva superior medialis in Frage, in der hauptsächlich Neurone mit excitatorisch-excitatorischer binauraler Wechselwirkung gefunden wurden (Goldberg u. Brown, 1968, 1969).

Im folgenden werden einige einfache physiologisch und psychologisch begründete Wechselwirkungsmechanismen anhand eines Modells (Fig.34) getestet, in wieweit sie diese Meßergebnisse hervorrufen könnten. Zunächst werden die dem linken bzw. rechten Ohr dargebotenen Signale der Intensitäten I_l bzw. I_r mit je einer Filterbank aus 24 Frequenzgruppenfiltern analysiert. Jedes Filterausgangssignal mit der Intensität I_{li} bzw. I_{ri} ($i = 1, \cdots, 24$) wird nun in einer ersten Station der Nervenbahn entsprechend den Funktionen f_l bzw. f_r verarbeitet, wobei dieser Prozeß zunächst sehr verschieden sein kann für die beiden Ohrsignale, da ja der Maskiertonpegel am linken Ohr wesentlich höher ist (etwa 70 dB SL) als der Testsignalpegel am rechten Ohr (etwa 10 dB SL). Diese gemäß f_l und f_r hervorgerufenen dichotischen Aktivitäten werden nun einer binauralen Mischstation zugeführt, wo sie mit den Gewichten α_i bzw. β_i addiert

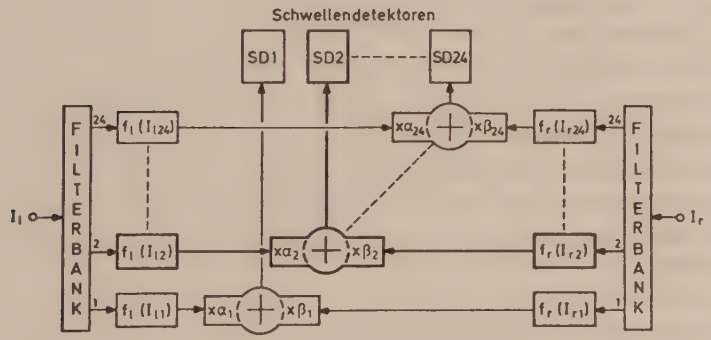

Fig. 34: Modellschema dichotischer Signalwechselwirkung zur Deutung dichotischer Pulsationsschwellen

werden und schließlich mit einem der 24 Schwellendetektoren SD_i verbunden sind. Daß das Modell der Mischstufe eine gewichtete Summe ihrer Eingangsaktivitäten als Wechselwirkung vorschlägt, ist physiologisch begründet und stützt sich auf die Feststellung, daß die postsynaptische Aktivität eines Neurons meist der gewichteten Summe der präsynaptischen Aktivitäten entspricht (Zwislocki, 1971).

Bis hierher impliziert das Modell der binauralen Wechselwirkung, daß sich die Frequenzgruppen nicht gegenseitig beeinflussen. Dies ist wahrscheinlich nur eine erste Näherung der tatsächlichen Signalverarbeitung: die Existenz der Zweiton-Unterdrückung, die z.B. mit monauralen Pulsationsschwellen gemessen werden kann (Houtgast, 1972), und die Bedeutung der Lautheit für monaurale Pulsationsschwellen (Houtgast, 1974b; Schreiner u. Kronberg, 1976) stützen die Auffassung, daß die Aktivitäten aus verschiedenen Frequenzgruppen nicht völlig unabhängig voneinander sind. Wird aber als Signal ein Ton verwendet, der im wesentlichen nur eine Frequenzgruppe erregt, oder beschränken sich die breitbandigen Signale auf kleine Pegel, so wird die Näherung dieses Modells sicher zufriedenstellen. Da in den Versuchen als Testsignale nur schwache Testtöne verwendet werden, genügt es, in den weiteren Diskussionen einen einzelnen Verarbeitungszweig des Modells zu betrachten.

Das Kriterium des Schwellendetektors SD bestimmt die Lage der DPS. Aus Gründen, auf die später in diesem Absatz eingegangen wird, soll der Schwellendetektor mit einem Kriterium arbeiten, das sich an ein von Houtgast (1974) zur Deutung monauraler PSn vorgeschlagenes Kriterium anlehnt: der Schwellendetektor stellt nur dann eine Pulsation des Testtons fest, wenn die

Mischerausgangsaktivität beim Übergang von Maskierer-simultaner Aktivität zur Testsignal-simultanen Aktivität zunimmt; die DPS ist demnach gerade der Testpegel, bei dem die Aktivität am Ausgang der Mischstation konstant bleibt.

Werden in dem vorgestellten Modell die Filterbänke fortgelassen, das heißt, nur ein binauraler Verarbeitungszweig betrachtet, so spiegelt das Modell bei geeigneter Spezifizierung der Funktion $f_r(I_r)$ und verändertem Kriterium des Schwellendetektors Zwislockis Theorie der zentralen Maskierung (1971) wider. Mit der Aussage, daß bei kleinen Signalintensitäten die vom Signal erzwungene Feuerrate (Gesamtaktivität minus Spontanaktivität) eines Neurons proportional zur Signalintensität ist, folgt als Funktion der ersten neuronalen Verarbeitungsstation: $f_r(I_r) = k \cdot I_r + b$; $k = \text{const.}$, b = Spontanaktivität. Als Schwellenkriterium, mit dem in dem hier beschriebenen Modell der Schwellendetektor arbeiten würde, postulierte Zwislocki ein konstantes Signal-Rauschverhältnis auf neuronaler Ebene bei simultaner Darbietung von Signal und Rauschen. - Dieses Kriterium gilt zunächst nur auf der Reizebene und wurde für Mithörschwellen gefunden (Green u. Swets, 1966; Zwicker, 1967). Seine Übertragung auf neuronale Ebene ist jedoch nicht durch experimentelle Befunde abgesichert und ist auch nicht selbstverständlich. Es erfordert eine Proportionalität zwischen Amplitudenstreuung und Effektivwert des beteiligten Rauschens, setzt also gauß'sches Rauschen voraus. Außerdem muß bei der Reiztransformation im Nervensystem die Konstanz von Signal-Rausch-Verhältnissen bewahrt werden. Das ist bei einem Potenzgesetz wie z.B. dem Lautheitsgesetz von Stevens erfüllt, wenn man seine Gültigkeit auch für das periphere Nervensystem annimmt (Zwislocki, 1971). Aber gerade für hörschwellennahe Signalintensitäten ist die

Gültigkeit eines solchen Potenzgesetzes zweifelhaft (Zwicker, 1963; Stevens, 1966).

Solche Schwierigkeiten treten in dem Modell für dichotische Pulsationsschwellen nicht auf, da es Gleichheit zwischen den vom Maskier- bzw. Testsignal hervorgerufenen Aktivitäten fordert, nicht aber ein bestimmtes Aktivitätenverhältnis. Wie für den Fall der zentralen Maskierung das Kriterium konstanten Signal-Rausch-Verhältnisses aus der Theorie monauraler Maskierung (Green u. Swets, 1966) übernommen wurde, legen die Meßergebnisse monauraler Pulsationsschwellen (Houtgast, 1974; Schreiner u. Kronberg, 1976) das Kriterium der Aktivitätsgleichheit nahe, denn bei schmalbandigen Signalen besteht an der monauralen PS Intensitätsgleichheit zwischen Maskierer und Testsignal.

Im folgenden wird das Modell durch Spezifizierung der Funktionen f_r und f_l und durch Variation von α und β auf Möglichkeiten untersucht, die Abhängigkeit der DPS vom Pegel des kontinuierlichen Rauschens zu erklären. Da die mit den DPSn einerseits und der zentralen Maskierung andererseits gemessenen dichotischen Wechselwirkungen dieselbe Größenordnung haben, werden zuerst Zwislockis (1971) Verarbeitungsfunktionen angesetzt, also

$$f_r(I_r) = k \cdot I_r + b,$$

wobei b einer Spontanaktivität entspricht und k die Proportionalitätskonstante der intensitätsabhängigen neuralen Aktivität ist (s.o.). Im Experiment bleibt die Maskiererintensität konstant; deshalb braucht die Funktion $f_l\ (I_l)$ nicht angegeben zu werden; der Maskierer liefert immer einen konstanten Beitrag zur Aktivität. Sei nun I_{Reff} die im rechten Ohr wirksame Rauschintensität, I_{PS} die Intensität des dem rechten Ohr dargebo-

tenen Testtonpulses an der Pulsationsschwelle und - als wörtliche Übernahme von Zwislockis Schwellenkriterium - c das Signal-Rausch-Verhältnis an der DPS, so folgt als Abhängigkeit der DPS von der Intensität des Dauerrauschens:

$$(1)\quad \frac{1}{c}\,\beta(k \cdot I_{PS} + b) = f_e\ (I_1 = \text{const.}) + \beta(k \cdot I_{Reff} + b)$$

oder wenn alle addierten Konstanten zusammengefaßt werden:

$$(2)\quad \underline{I_{PS} = c \cdot I_{Reff} + \text{const.}}$$

Dieser Zusammenhang hat dieselbe Gestalt, wenn $f_r\ (I_r)$ ohne Spantanaktivität angesetzt wird; eine solche Verarbeitungsfunktion wäre zwar physiologisch etwas willkürlich, aus psychoakustischer Sicht wohl aber zu begründen: Spontanaktivitäten oder das physiologische Rauschen, das die Hörschwelle verursacht, sind unhörbar. - Im Fall c = 1 geht das Schwellenkriterium von Zwislocki offenbar als Spezialfall in das oben vorgeschlagene Kriterium für DPSn über.

Wird die additive Konstante in (2) so bestimmt, daß sich im Fall abgeschalteten Dauerrauschens der entsprechende Meßwert der DPS ergibt, so kann mit (2) der rauschpegelabhängige DPS-Verlauf für verschiedene Signal-Rausch-Verhältnisse c konstruiert werden. (Berechnung siehe Anhang A5). Fig.35 zeigt gestrichelt die Meßkurve für Dauerrauschen. Die punktierten Schwellenverläufe folgen aus dem Wechselwirkungsmodell (2) für drei verschiedene Signal-Rausch-Verhältnisse als Schwellenkriterium: c = 0,5; c = 1; c = 5. c= 0,5 entspricht dem an der monauralen Simultan-Maskierungsschwelle beobachteten Signal-Rauschverhältnis zwischen einem frequenzgruppenbreiten Rauschen und einem Testton um etwa 1000 Hz. Nach Zwislockis Theorie (1971) sollte dieses Verhältnis

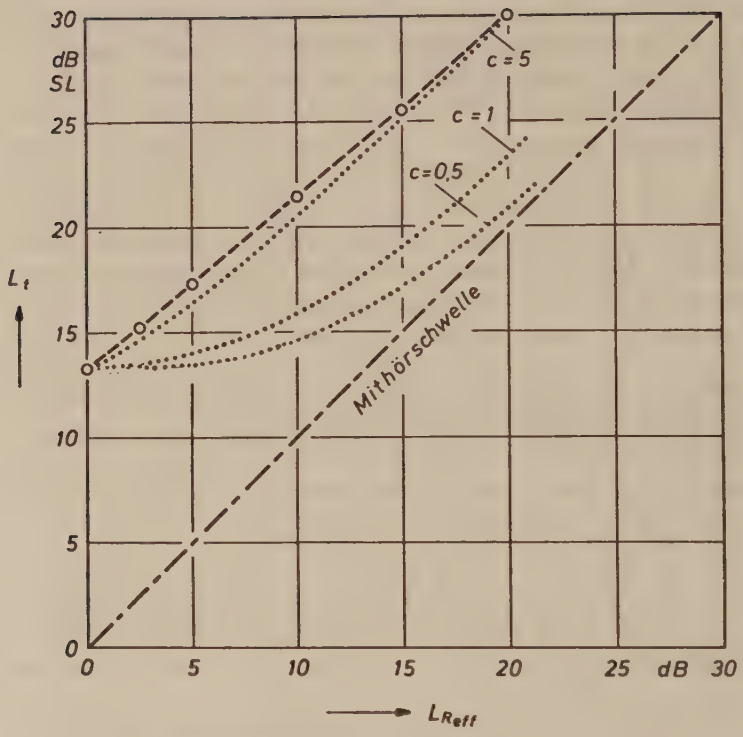

Fig. 35: Vergleich der gemessenen Abhängigkeit der DPS vom Pegel kontinuierlichen Rauschens auf dem Testohr - gestrichelte Kurve - mit Folgerungen aus der Theorie der zentralen Maskierung (Zwislocki, 1971) - punktierte Verläufe - für verschiedene Signal-Rausch-Verhältnisse c.

auch für den Schwellendetektor im neuronalen Bereich gelten. Die Kurve für c = 0,5 weicht jedoch vollkommen von den Meßergebnissen ab, so daß für die Lage der DPS eine andere Signalverarbeitung angenommen werden muß, als die von Zwislocki (1971) für das Phänomen der zentralen Maskierung vorgeschlagene Signalverarbeitung. Auch die Kurve für den Fall c = 1, der dem oben für die DPS vorgeschlagenen Schwellenkriterium gemäß einem Intensitätsvergleich entspricht, weicht weit von den Meßergebnissen ab, so daß in dem Modell (2) offenbar die Art der Umsetzung der Signalintensität in neuronale Aktivität ungeeignet ist; es wurde dort in Anlehnung an Zwislockis Theorie (1971) ein linearer Zusammenhang angenommen. Die Kurve für c = 5 stellt lediglich die bestmögliche Anpassung der Meßergebnisse durch (2) dar. Dieses Signal-Rauschverhältnis bedeutet jedoch, daß der Schwellendetektor erst eine Pulsation des Testtons feststellt, wenn die Aktivität am Detektoreingang beim Übergang vom Maskierer auf den Testton um mehr als 7 dB steigt. Nur unter Annahme dieses Signal-Rauschverhältnisses könnte Zwislockis Theorie (1971) der zentralen Wechselwirkung dichotischer Signale auch auf den hier vorliegenden Fall der Wechselwirkung von Maskierer und Maskierer-simultanem Rauschen angewendet werden und die DPS-Meßergebnisse im Rahmen der Meßgenauigkeit richtig wiedergeben. Da ein derart großes Signal-Rauschverhältnis aber weder mit einfachen neuronalen Aktivitätscharakteristika zu verstehen wäre, noch psychoakustisch bei den verwendeten Frequenzen um 1 kHz gemessen wird, muß dieser Fall (c = 5) als rein willkürlich angesehen werden. Die sich daraus ergebende Folgerung ist, daß mit der Meßmethode der DPS wahrscheinlich andere zentralnervöse dichotische Wechselwirkungen untersucht werden, als dies bei der Bestimmung der zentralen Maskierung der Fall ist. Zwislocki (1971) hat in der Verarbeitungsfunktion $f_r(I_r)$ eine Proportionalität zwischen reizbe-

dingter neuronaler Aktivität und Reizintensität angesetzt, da eine solche Funktion einerseits bei schwacher Stimulation eines Neurons vertretbar ist, andererseits als Spezialfall einer Potenzfunktion auch die Invarianz der Signal-Rausch-Verhältnisse sicherstellt. Geht man von dieser Spezialisierung ab, da im Experiment Testtonpegel bis zu 30 dB SL verwendet werden, und nimmt beispielsweise als Verarbeitungsfunktion einen logarithmischen Zusammenhang zwischen erzwungener Aktivität und der Signalintensität an - wie dies in der Literatur oft geschieht (Galambos u. Davis, 1943; Tasaki, 1954; Bilsen et al., 1975) - so lassen sich mit geeignet angepaßten physiologisch sinnvollen Parametern einer derartigen Funktion $f_r\ (I_r)$ tatsächlich die Meßergebnisse für kontinuierlich zu dem Testtonpuls dargebotenes Rauschen reproduzieren. Das Modell (Fig.34) sollte dann aber auch als Spezialfall das Experiment mit Testton-simultan pulsierendem Rauschen richtig deuten: hier ergeben sich jedoch Widersprüche, da das Modell Rausch- und Testtonintensität in der Frequenzgruppe integriert und zu dem oben beschriebenen DPS-Verlauf für konstante Gesamtintensität führt (Fig. 32, punktierte Kurve).

6.3.2. Schwellenkriterium: Feuerrate eines Neurons

Daher soll für die weitere Diskussion die in der Modellskizze Fig.34 dargestellte Filterbank mit ihren angeschlossenen Verarbeitungsfunktionen durch eine Signalverarbeitungsfunktion ersetzt werden, an deren Ausgang eine Aktivität beobachtet wird, die dem Verhalten eines einzelnen Neurons entspricht. Damit steht das Modell im Einklang mit den Meßergebnissen für Testton-simultan pulsierendes Rauschen, die auch mit dem Feuerverhalten einzelner Neurone gedeutet werden können.

Greenwood u. Goldberg (1970, Fig.1) fanden unterschiedliche Ratenfunktionen der Neurone im nucleus cochlearis, je nachdem, ob die Versuchstiere reine Töne oder Rauschsignale hörten. Im wesentlichen zeigte sich ein Unterschied in den Steigungen der Ratenfunktionen, wobei Töne ein schnelleres Wachsen der Feuerrate bewirkten. Auch hingen die Reizschwellen der Neurone von der Art der Hörreize ab. Schmalbandrauschen führte eher zu erhöhter Aktivität als reine Töne. Diese Schwellen hingen allerdings von der Bandbreite der Rauschsignale ab, so daß bei Stimulation mit Breitbandrauschen das Neuron erst bei höheren Pegeln reagierte (als Folge von Unterdrückungseffekten). Schroeder (1972) konnte ein solches neuronales Aktivitätsverhalten mit der unterschiedlichen Amplitudenverteilung von Rauschen (glockenförmig) und reinen Tönen (u-förmig) deuten, sofern das Neuron durch das Modell von Weiss (1966) beschrieben werden kann.

Wenn aber die durch ein Rauschsignal hervorgerufene neuronale Aktivität nicht so schnell mit dem Pegel wächst wie bei Stimulation mit einem Ton, so ist zu erwarten, daß der Testtonpegel im Experiment mit kontinuierlichem Rauschen nicht in gleichem Maße angehoben werden darf wie der Rauschpegel.

Da die Testtonpegel im Experiment nicht über 30 dB SL liegen, wird das zu betrachtende Neuron nicht bis in seinen Sättigungsbereich aktiviert. Daher kann das Neuron durch zwei Ratenfunktionen (mit logarithmischer Feuercharakteristik) verschiedener Steigung (der Feuerrate als Funktion des Reizpegels) und unterschiedlichen Schwellenpegels für Töne und Rauschen charakterisiert werden (siehe Anhang A6).

Wird nun in Anlehnung an Greenwood u. Goldberg (1970; Fig.1, Fig.4 u. Fig.5) ein mittleres Steigungsverhält-

nis von 0,84 zwischen den für Rauschen und reine Töne gemessenen Ratenfunktionen angenommen, sowie eine um 1 dB höhere Schwelle für das Breitbandrauschen angesetzt, so läßt das Modell einen Verlauf der DPS als Funktion des Rauschpegels erwarten, wie er in Fig.36 als durchgezogene Linie dargestellt ist (Rechnung siehe Anhang A6). Die eingezeichneten offenen Kreise sind Meßwerte. Meßwerte und gerechnete Werte stimmen sehr gut überein. - Die Wahl der Parameter in den Ratenfunktionen mag willkürlich erscheinen. Tatsächlich weisen individuelle Messungen des DPS-Verlaufs Unterschiede je nach VP und verwendeten Tonfrequenzen auf, die viel deutlicher von der gerechneten Kurve abweichen ($\pm$ 2 dB), als es für die mittleren Meßwerte der Fall ist. Jede einzelne Messung läßt sich aber mit geringer Veränderung der Steigungen und Schwellenpegel der Ratenfunktionen erklären, wie sie auch regelmäßig zwischen verschiedenen Neuronen gemessen werden.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß alle gemessenen Abhängigkeiten der DPS von Rauschen, das pulsierend oder kontinuierlich neben dem Testton das Testohr reizt, als Folge des Einflusses von Rauschen auf die Feuerrate einzelner Neurone gedeutet werden können.

6.4. Deutung der Spektralverläufe dichotischer Pulsationsschwellen

Die Deutung der Rauschexperimente stützt die Annahme, daß die DPS des Testtons ein Maß für die Feuerrate eines einzelnen Neurons ist, dessen Bestfrequenz dem Testton entspricht. Dann sollten die Spektralverläufe der DPS ein Maß für den Einfluß des kontralateralen Maskiertons auf die Feuerrate eines Neurons der dem Testton entsprechenden Bestfrequenz darstellen. Deshalb sollen die IT-Schwellen (Fig.22,23,25 und 26) mit Antwortflä-

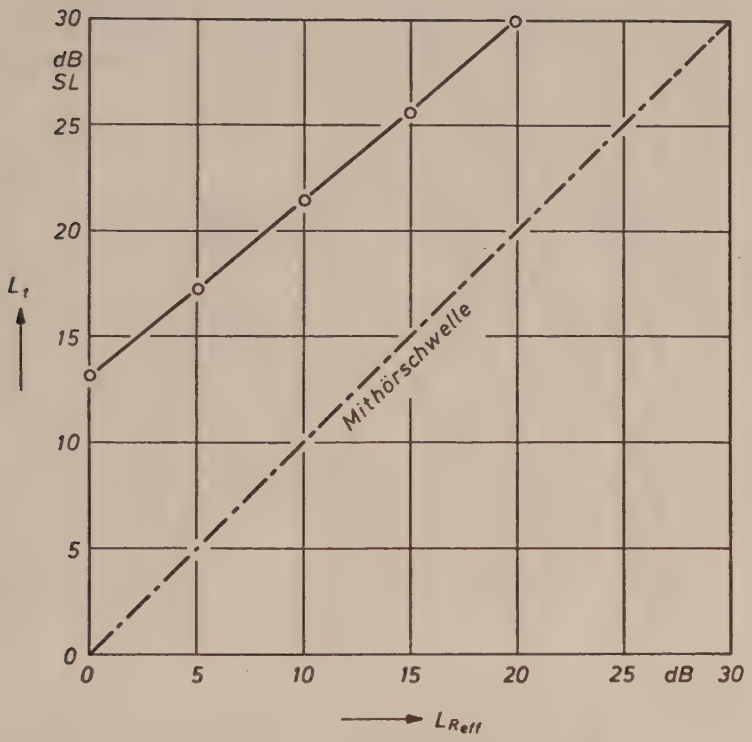

Fig. 36: Vergleich der gemessenen Abhängigkeit der der DPS vom Pegel kontinuierlichen Rauschens auf dem Testohr (offene Kreise) mit Modellrechnungen (durchgezogene Linie). Filterbank und erste Signalverarbeitungsstation f_r im Modell (Fig.34) sind durch ein einzelnes Neuron, wie z.B. das Weiss'sche Neuronenmodell, ersetzt worden.

chen einzelner Neurone verglichen werden (z.B. Fig.37).

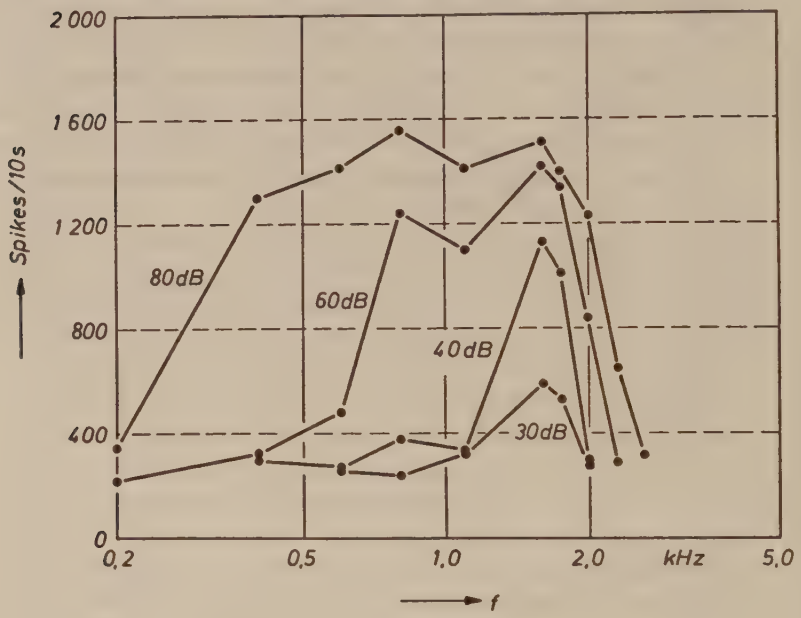

Fig. 37: Frequenzantwortflächen einer Faser im 8. Hirnnerv eines Affen bei Stimulation mit reinen Tönen. (Daten entnommen aus Hind et al., 1970; Faser 67-135-7)

Denn wie die DPSn werden in dieser Darstellung auch die Feuerraten des Neurons bei verschiedenen Frequenzen eines im Pegel konstanten Tons ermittelt. Wird eine logarithmische Abhängigkeit der Feuerrate von der Signalintensität angenommen, so kann die Feuerrate des Neurons direkt mit dem Pegel des Testtons an der DPS verglichen werden.

Das auffälligste Merkmal der Spektralverläufe der DPS

ist ihre schwache Frequenzselektivität, die insbesondere bei tiefen Testtonfrequenzen wesentlich geringer als die der Frequenzgruppen ist. Fig.37 zeigt, daß einzelne Neurone mit wachsendem Signalpegel eine immer geringere Selektivität aufweisen. Auch deuten die einzelnen Neurone ebenso wie die IT-Schwellen (Fig.25,26) eine sehr große Nichtlinearität an, die im Falle der Neurone als Folge der Sättigung der Ratenfunktion bei hohen Signalpegeln zu verstehen ist. Fig.25 und Fig.26 weisen auch stark auf einen Sättigungseffekt hin. Wenn Maskierer und Testton dieselbe Frequenz haben, wächst die DPS kaum noch mit dem Maskiertonpegel. Nur die IT-Schwelle für einen Maskiertonpegel L_m = 80 dB in Fig.25 übersteigt bei tiefen Frequenzen den angedeuteten Sättigungspegel L_t = 15 dB SL bei f_m = 1 kHz. Dagegen zeigt der Übergang der IT-Verläufe mit Maskiertonpegeln von L_m = 40 dB bis L_m = 70 dB eine deutliche Plateau-Bildung bei Maskiertonfrequenzen unterhalb der Testtonfrequenz, so daß sich die IT-Schwellen ganz ähnlich den Frequenzantwortflächen mit wachsendem Maskiertonpegel nur nach tiefen Frequenzen hin ausdehnen.

Ein Vergleich der IM-Schwellen mit physiologischen Messungen ist nicht möglich, denn die IM-Schwellen werden bei verschiedenen Testtonfrequenzen unter der Wirkung eines Maskierers konstanter Parameter gemessen, so daß die Analogie zum neuronalen Bereich Messungen an verschiedenen Neuronen erforderte. Da aber Neurone derselben Bestfrequenz sehr unterschiedliche Aktivitätsschwellen haben können, sind physiologische Meßergebnisse an einzelnen Neuronen nicht eindeutig. - Wird aber davon ausgegangen, daß die DPS ein Maß der Feuerrate eines einzelnen - die aktivierte Neuronenpopulation stellvertretenden - Neurons ist, gibt die IM-Schwelle ein "internes Muster" der neuronalen Feuerraten wieder (Fig.20, 21, 24). So könnte der Verlauf der IM-Schwelle als An-

deutung aufgefaßt werden, wie Neuronen verschiedener Aktivitätsschwellen zu einer für die Empfindung grundlegenden resultierenden Feuerrate integriert werden.

7. Zusammenfassung

Werden zwei Tonpulszüge nicht-simultan und getrennt auf je ein Ohr gegeben, so kann bei geeigneten Signalparametern der schwächere Tonpulszug (Testton) je nach seinem Schallpegel als pulsierender oder als kontinuierlicher Ton wahrgenommen werden. Der Testtonpegel am Übergang von kontinuierlicher zu pulsierender Empfindung wird dichotische Pulsationsschwelle genannt. An der DPS weist der Testton Werte zwischen 5 dB SL und 15 dB SL auf, wenn ein in der Frequenz ähnlicher Tonpulszug (Maskierton) am kontralateralen Ohr Pegel zwischen 40 dB SL und 80 dB SL annimmt.

Es gibt VPn, die DPSn nur bei tiefen Signalfrequenzen unter 2 kHz bestimmen können.

Spektralverläufe der DPS zeigen eine geringe Frequenzselektivität, im Gegensatz zu Schwellen der zentralen Maskierung, deren Frequenzselektivität den Frequenzgruppen entspricht. Mit wachsendem Maskiertonpegel ist eine sehr starke Nichtlinearität der DPS zu erkennen. Dabei hat der Maskiertonpegel bei Frequenzgleichheit von Maskier- und Testton den geringsten Einfluß auf die DPS, ähnlich einem Sättigungsverhalten. Auch hier liegt ein wesentlicher Unterschied zu den Schwellen der zentralen Maskierung, die bei Frequenzgleichheit von Maskier- und Testton den stärksten Einfluß des Maskiertonpegels aufweisen. Die dichotische Wechselwirkung breitbandigen Rauschens mit dem Maskiertonpuls beeinflußt die DPS anders, als es nach einer Theorie der zentralen Maskierung zu erwarten wäre.

Der Einfluß von Rauschen am Testohr auf die DPS entspricht in allen untersuchten Fällen dem Einfluß von Rauschen auf die Feuerrate einzelner Neuronen mit der

Testtonfrequenz als Bestfrequenz. Daher wird eine Modellvorstellung zur Deutung dichotischer Pulsationsschwellen vorgeschlagen, die die DPS als Maß der Feuerrate eines einzelnen "repräsentativen" Neurons erklärt. Damit können die IT-Schwellen der DPS mit Frequenzantwortflächen einzelner Neurone verglichen werden, so daß die von den IT-Schwellen widerspiegelte starke Nicht-Linearität als Sättigungseffekt der Feuerrate eines Neurons verstanden werden kann. Mit der DPS kann ein internes Muster der Aktivität einer Neuronenpopulation gemessen werden, wie sie von Maskierpulsen hervorgerufen wird.

Herrn Prof. Dr. M. R. Schroeder möchte ich für die Anregung zu dieser Arbeit und sein stets reges Interesse am Fortgang der Untersuchungen danken.

Den Herren V. Mellert, D. Gottlob, R. Weber und Chr. Schreiner danke ich für die intensive Zusammenarbeit bei den Untersuchungen.

Herrn W. Steinhoff danke ich für seine technische Hilfe beim Einsatz der elektronischen Rechenanlage in den akustischen Untersuchungen.

Mein Dank gilt auch allen Versuchspersonen für ihre Geduld bei der Teilnahme an den häufigen Schwellenmessungen.

Die Deutsche Forschungsgemeinschaft stellte in dankenswerter Weise Mittel für diese Arbeit zu Verfügung.

Die bei den Untersuchungen eingesetzte elektronische Rechenanlage, ein System H 632 der Fa. Honeywell-Bull mit 24 K Kernspeicher, wurde von der Stiftung Volkswagenwerk finanziert.

Anhang

A1

Der gesuchte Mindestpegel kann abgeleitet werden aus der bekannten Eigenschaft des Gehörs, daß der eben wahrnehmbare relative Intensitätszuwachs $\Delta I/I$ eine von der Signalintensität I unabhängige Konstante ist; allerdings muß auch eine maskierende Grundintensität I_M mit einbezogen werden, die die Lage der (Mit-) Hörschwelle festlegt (Zwicker, 1958) und der Intensität des physiologischen Rauschens im Ohr entspricht:

$$\frac{\Delta I}{I + I_M} = \text{const.}$$

Die Konstante hängt noch leicht von der Frequenz des Testtons ab und beträgt in der hier interessierenden unteren Hälfte des Hörspektrums (0,2 kHz bis 2,0 kHz) etwa const. = 0,5 (Zwicker, 1967). Das bedeutet, daß ein Testton im physiologischen Rauschen an der Hörschwelle gerade hörbar wird, wenn sein Pegel 3 dB unter dem Frequenzgruppenpegel L_M dieses Rauschens liegt. Sei also die Intensität des Testtons an der Hörschwelle I_{HS}, dann gilt

$$I_{HS} = 0{,}5\ I_M .$$

Für den eben wahrnehmbaren Intensitätszuwachs ΔI des Testtons gilt also

$$\frac{\Delta I}{I + I_M} = \frac{\Delta I}{I + 2I_{HS}} = 0{,}5,$$

und mit $\Delta I = I_{MIN} - I_{HS}$, wobei $I_{MIN} > I_{HS}$, folgt

$$I_{MIN} = \frac{5}{2} \cdot I_{HS} \quad \text{oder}$$

$$L_{MIN} = 10\ \lg \left(\frac{I_{MIN}}{I_{HS}} \right) = 4\ \text{dB SL}.$$

A2

Nach Port (1963a,b) ist die Lautheit der Testtonpulse bei ihrer Pulsdauer t_p = 110 ms vollständig integriert.

Bis zu Pegeln von etwa 20 dB SL des Testtons können die Gleichungen der ungedrosselten spezifischen Lautheit zur Berechnung der Gesamtlautheit des Testtons benutzt werden, da bei solch kleinen Pegeln nur eine Frequenzgruppe vom Testton erregt wird (Zwicker, 1963).

$$1)\quad N = 0{,}08 \left[\frac{E_{HS}}{E_0} \right]^{0{,}23} \cdot \left[\left(0{,}5 \cdot \frac{E}{E_{HS}} + 0{,}5 \right)^{0{,}23} - 1 \right]$$

Für konstante Lautheit N_c des Testtons soll die Testtonerregung als Funktion der HS-Verschiebung errechnet werden:

$$2)\quad E = 2\, E_{HS} \left[\left(\frac{N_c}{0{,}08 \left(\frac{E_{HS}}{E_0} \right)^{0{,}23}} + 1 \right)^{\frac{1}{0{,}23}} - 0{,}5 \right].$$

Nun besteht folgender Zusammenhang zwischen dem Erregerpegel und dem effektiven Rauschpegel:

$$3)\quad L_{E_{HS}} = 10 \lg \left(\frac{E_{HS}}{E_0} \right) = L_{Reff} + 6\ \text{dB}.$$

Darin sind 3 dB wegen der bei 1 kHz um 3 dB erhöhten durchschnittlichen Hörschwelle und weitere 3 dB wegen des Verdeckungsmaßes von 3 dB bei 1000 Hz addiert worden. Die Gleichungen 1) und 2) gelten für binaurale Signale. Wird im Gegensatz zum binauralen Fall nur ein Ohr beschallt, so fällt die Lautheit bei kleinen Testtonpegeln etwa auf die Hälfte (Hellmann u. Zwislocki, 1963; Scharf, 1969). Dieser Sachverhalt läßt sich durch einen entsprechenden Faktor im Lautheitsgesetz berücksichtigen, was jedoch in 2) wegen der halben Anfangslautheit N_c nicht nötig ist, da damit der Vorfaktor wieder

kompensiert wird. - Zunächst wird die Lautheit N_c des Testtons von 13,2 dB SL an der DPS ohne den Einfluß externen Rauschens mit (1) und (3) als konstante Ausgangslautheit berechnet zu

$$N_c = N\left(L_{Reff} = 0\ dB, \Rightarrow L_{E_{HS}} = 6\ dB;\right.$$
$$\left. L_t = 13{,}2\ dB, \Rightarrow L_E = 16{,}2\ dB\right) = 0{,}054.$$

Da die durchschnittliche Hörschwelle bei 1 kHz um 3 dB gegenüber dem Bezugspegel (der Hörschwelle bei etwa 2 kHz) angehoben ist, ergibt sich der Testton konstanter Lautheit als Funktion des Rauschpegels aus 2) zu

$$4)\ L_t = L_E - 3\ dB = 10\ lg\ \frac{E\left(E_{HS};\ N_c = 0{,}054\right)}{E_0} - 3\ dB.$$

A3

Wenn I_1 die konstante Intensität des Testtons bei Wahrnehmung als Dauerton ist, gilt für die Intensitätsunterschiedsschwelle:

$$1)\qquad \frac{I_2 - I_1}{I_1 + 2I_{HS}} = \frac{1}{2} \qquad \text{mit } I_2 > I_1.$$

Gesucht wird die Pegelunterschiedsschwelle:

$$\Delta L = 10\ lg\ \frac{I_2}{I_1}$$

als Funktion des Pegelabstands von der Mithörschwelle, bzw. als Funktion von $\frac{I_1}{I_{HS}}$.

Mit 1) folgt:

$$2)\quad \Delta L = 10\ lg\left(\frac{I_2}{I_1}\right) = 10\ lg\left(\frac{3}{2} + \frac{I_{HS}}{I_1}\right).$$

Die Pulsationsschwelle ergibt sich dann aus:

$L_{PS} = L_{PS}\ (L_{Reff} = 0\ dB)\ - \Delta L\ (L_{Reff} = 0\ dB) + \Delta L,$

wobei also von dem Meßergebnis der DPS ohne externes Rauschen $L_{PS}\ (L_{Reff} = 0\ dB)$ ausgegangen wird.

A4

Zur Berechnung der Schwellenintensität des Testtons muß von der Vorstellung eines "Dauertonpegels" L_t des Testtons ausgegangen werden, also von dem um die eben wahrnehmbare Pegeländerung ΔL_t des Testtons verminderten meßbaren Schwellenpegel L_{PS}. Ohne externes Rauschen, also für $L_{Reff} = 0$ dB gilt $L_{PS} = 13{,}2$ dB SL. Nach A3, Gleichung 2) folgt daraus eine eben wahrnehmbare Pegeländerung $\Delta L = 2$ dB, so daß von einem Dauertonpegel $L_t = 11{,}2$ dB des Testtons an der DPS ausgegangen werden muß. Ist I_{HS} die Intensität des Testtons an der absoluten Hörschwelle, so folgt als Intensität des Dauertons

$$I_t = 13{,}2\ I_{HS}\ .$$

In diesem Fall hat das physiologische Rauschen aufgrund des Verdeckungsmaßes eine Frequenzgruppenintensität von $I_{Reff}\ (L_{Reff} = 0\ dB) = 2I_{HS}$, die zur Intensität des Testtons addiert wird; diese Gesamtintensität $I_{gesamt} = 13{,}2\ I_{HS} + 2\ I_{HS} = 15{,}2\ I_{HS}$ soll nun unabhängig vom Rauschpegel konstant bleiben:

$$I_t + I_{Reff} = \text{const.} = 15{,}2\ I_{HS} \text{ oder}$$

$$(1)\quad I_t = 15{,}2\ I_{HS} - I_{Reff},$$

wobei $I_{Reff} = 10^{L_{Reff}/10} \cdot 2I_{HS}$ ist.

Die meßbare Pulsationsschwelle ergibt sich dann aus der Summe dieses Dauertonpegels und der vom Rauschpegel abhängigen eben wahrnehmbaren Pegeländerung des Testtons

$$(2)\quad L_{PS} = L_t + \Delta L_t;$$

mit A3, Gleichung (2):

$$(3) \quad \Delta L_t = 10 \lg \left(1{,}5 + 0{,}5 \frac{I_{Reff}}{I_t}\right).$$

Aus (1), (2), (3) folgt als meßbare Pulsationsschwelle

$$(4) \quad L_{PS} = 10 \lg \left[\frac{3}{2} \left(15{,}2 - 2 \cdot 10^{L_{Reff}/10}\right) + 10^{L_{Reff}/10} \right]$$

A5

Wenn I_{HS} die Hörschwellenintensität des Testtons ist, gilt für die Frequenzgruppenintensität des Rauschens

$$I_{Reff} = 10^{L_{Reff}/10} \cdot 2I_{HS},$$

so daß aus $I_{PS} = c \cdot I_{Reff} + \text{const.}$ folgt

$$L_{PS} = 10 \lg \left[c \frac{I_{Reff}}{I_{HS}} + \text{const.} \right]$$

mit der Randbedingung für den "rauschfreien" Fall, daß aus

$$L_{Reff} = 0 \text{ dB} \quad \text{bzw.} \quad I_{Reff} = 2 I_{HS}$$

folgt $L_{PS} = 13{,}2$ dB und damit die Konstante für gegebenes c bestimmt wird. Damit folgt als Pulsationschwelle

$$L_{PS} = 10 \lg \left(2c \cdot 10^{L_{Reff}/10} + 10^{1{,}32} - 2c\right).$$

A6

Sei I_R die Frequenzgruppenintensität des Rauschens, I_t die Intensität eines reinen Tons, $4m_1$ bzw. $4m_2$ die Stei-

gungen der Ratenfunktionen für Rauschen bzw. reine Töne mit $m_1 < m_2$, S_p die Spontanaktivität des Neurons und I_{RO} bzw. I_{tO} die Schwellenintensitäten der Ratenfunktionen, so werden die Ratenfunktionen gut wiedergegeben durch (vergl. Ratenfunktionen bei Bilsen et al., 1975):

$$(1)\quad f(I_R) = m_1 \lg \left[\left(\frac{I_R}{I_{RO}} \right)^4 + 10^{Sp/m_1} \right]$$

$$(2)\quad f(I_t) = m_2 \lg \left[\left(\frac{I_t}{I_{tO}} \right)^4 + 10^{Sp/m_2} \right].$$

Das Modell nach Fig.34 verlangt an der DPS

$$(3)\quad \alpha f_1(I_{t,1}) + \beta f_r(I_{R,r}) = \beta f_r(I_{t,r}).$$

Da der Maskierton am linken Ohr eine konstante Intensität $I_{t,1}$ hat, ist der linke Summand in (3) konstant, so daß als Schwellenzusammenhang vereinfacht geschrieben werden kann:

$$(4)\quad f_r(I_t) = f_r(I_R) + \text{const.}\quad .$$

(1) und (2) eingesetzt in (4) ergibt

$$(5)\quad m_2 \lg \left[\left(\frac{I_t}{I_{tO}} \right)^4 + 10^{Sp/m_2} \right] = m_1 \lg \left[\left(\frac{I_R}{I_{RO}} \right)^4 + 10^{Sp/m_1} \right] + \text{const.}$$

Berücksichtigt man, daß der Frequenzgruppenpegel des

Rauschens aufgrund des Verdeckungsmaßes um 3 dB über dem effektiven Rauschpegel liegt, schreibt die Intensitäten I in Pegel L um, so folgt nach einfachen Umformungen für den Schwellenpegel des Testtons

$$(6)\quad L_t = L_{t0} + 2{,}5 \lg \left[\varsigma \left(10^{0{,}4(L_{Reff} + 3 - L_{R0})} + 10^{Sp/m_1} \right)^{m_1/m_2} \right] - 10^{Sp/m_2} .$$

Darin bedeutet ς eine Konstante, deren Wert durch die konstante Aktivität aufgrund des Maskiertons bestimmt wird. Da diese Konstante im Versuch absolut gemessen wird, muß sie für gegebene Parameter der Ratenfunktionen aus der Anfangsbedingung berechnet werden, daß ohne externes Rauschen (L_{Reff} = 0 dB) eine DPS des Testtons von L_t = 13,2 dB gemessen wurde.

Zur Wahl der Parameter wurden die physiologischen Meßergebnisse von Greenwood u. Goldberg (1970; Fig.1d,e) herangezogen. Die beiden Neurone 63-426-1 und 63-365-3 mit vergleichbarer niedriger Bestfrequenz haben eine verschwindend geringe Spontanaktivität, also S_p = 0, und deuten an, daß die Schwellenintensität für breitbandige Rauschsignale höher liegt als für reine Töne, so daß angenommen werden kann: L_{t0} = 0 dB, L_{R0} = 1 dB. Das Verhältnis der Steigung der Ratenfunktionen hängt sowohl vom Neuron, als auch von der Bandbreite der Rauschsignale ab. Mit m_1/m_2 = 0,84 ist ein Verhältnis gewählt, daß eher Schmalbandrauschen entspricht, aber die Meßwerte der DPS besser wiedergibt. DPS-Verläufe einzelner VPn sind aber auch gut verträglich mit Verhältnissen $m_1/m_2 \approx 0{,}5$, wie sie eher breitbandigen Signalen entsprechen.

Mit diesen Parametern folgt aus (6) und nach Bestimmung der Konstante ς für $L_t(L_{Reff} = 0\ dB) = 13{,}2\ dB$:

$$L_t = 2{,}5\ \lg\left[3{,}6 \cdot 10^{4} \left(10^{0{,}4(L_{Reff} + 2)} + 1 \right)^{0{,}84} - 1 \right].$$

Literaturverzeichnis

Békésy, G. von (1967)
Experiments in Hearing
New York: McGraw-Hill

Bilsen, F.A., Goldstein, J.L. (1974)
Pitch of dichotically delayed noise and its possible central basis
J. Acoust. Soc. Am. 55, 292

Bilsen, F.A., ten Kate, J.H., Buunen, T.J.F., Raatgever, J.(1975)
Responses of single units in the cochlear nucleus of the cat to cosine noise
J. Acoust. Soc. Am. 58,858

Bocker, P., Mrass, H. (1959)
Zur Bestimmung des Freifeld-Übertragungsmaßes von Kopfhörern.
Acustica 9, 340

Colburn, H.S. (1973)
Theory of binaural interaction based on auditory nerve data.
I. General Strategy and preliminary results on interaural discrimination.
J. Acoust. Soc. Am. 54, 1458

Dallos, P.J. (1964)
Dynamics of the acoustic Reflex: Phenomenological Aspects
J. Acoust. Soc. Am. 36, 2175

Elliott, L.L. (1962)
Backward and forward masking of probe tones of different frequencies.
J. Acoust. Soc. Am. 34, 1116

Gjaevenes, K., Vigran, E. (1967)
Contralateral masking: an attempt to determine the rôle of the aural reflex
J. Acoust. Soc. Am. 42, 580

Galambos, R. (1950)
Neurophysiology of the auditory system
J. Acoust. Soc. Am. 22, 785

Galambos, R., Davis, H. (1943)
The response of single auditory-nerve fibres to acoustic stimulation
J. Neurophysiol. 6, 39

Goldberg, J.M., Adrian, H.O., Smith, F.D. (1964)
Response of neurons of the superior olivary complex of the cat to acoustic stimuli of long duration
J. Neurophysiol. 27, 706

Goldberg, J.M., Greenwood, D.D. (1966)
Response of the neurons of the dorsal and posteroventral cochlear nuclei of the cat to acoustic stimuli of long duration
J. Neurophysiol. 29, 72

Goldberg, J.M., Brown, P.B. (1968a)
Functional organisation of the dog superior olivary complex: an anatomical and electrophysiological study
J. Neurophysiol. 31, 639

Goldberg, J.M., Brown, P.B. (1968b)
Response of binaural neurons of dog superior olivary complex to dichotic tonal stimuli: some physiological mechanisms of sound localization
J. Neurophysiol. 32, 613

Greenwood, D. D., Goldberg, J.M. (1970)
Response of neurons in the cochlear nuclei to variations in noise bandwidth and to tone-noise combinations
J. Acoust. Soc. Am. 47, 1022

Green, D.M., Swets, J.A. (1966)
Signal detection theory and psychophysics
Wiley, New York

Hellman, R.P., Zwislocki, J. (1963)
Monaural loudness function at 1000 cps and interaural summation
J. Acoust. Soc. Am. 35, 856

Hind, J.E., Anderson, D.J., Brugge, J.F., Rose, J.E. (1967)
Coding of information pertaining to paired low frequency tones in single auditory nerve fibres of the squirrel monkey
J. Neurophysiol. 30, 794

Hind, J.E., Brugge, J.E.,Anderson, D.J., Rose, J.E. (1970)
Two-tone masking effects in squirrel monkey auditory nerve fibres
in: Frequency Analysis and Periodicity Decetion in Hearing; R. Plomp und G.F.Smoorenburg, Eds.
(Sijthoff, Leiden, the Netherlands)

Helfenstein, W. (1974)
Messung der Basilarmembranschwingungen
Dissertation, ETH Zürich, Schweiz

Houtgast, T.(1972)
Psychophysical evidence for lateral inhibition in hearing
J. Acoust. Soc. Am. 51, 1885

Houtgast, T. (1974a)
Lateral suppression in hearing
Soesterberg, I P O

Houtgast, T. (1974b)
Lateral suppression and loudness reduction of a tone in noise
Acustica 30, 214

Howes, W.L. (1974)
Loudness function derived from data on electrical discharge rates in auditory nerve fibres
Acustica 30, 247

Jeffress, L.A.,Blodgett,H.C., Sandel, T.T., Wood III, C.L.(1956)
Masking of tonal signals
J. Acoust. Soc. Am. 28, 416

Keidel, W.D. (1975)
Physiologie des Gehörs
Georg Thieme Verlag, Stuttgart

Kiang, N.Y.S. (1965)
Discharge patterns of single fibres in the cat's auditory nerve
Research monograph Nr. 35, MIT Press, Cambridge, (Mass.)

Kiang, N.Y.S., Moxon, E.C. (1974)
Tails of tuning curves of auditory-nerve fibres
J. Acoust. Soc. Am. 55, 620

Levitt, H., Rabiner, L.R. (1967)
Use of a sequential strategy in intelligibility testing
J. Acoust. Soc. Am. 42, 609

Levitt, H. (1971)
Transformed up-down methods in psychophysics
J. Acoust. Soc. Am. 49, 467

Licklider, J.C.R., Webster, J.C., Hedlun, J.M. (1950)
On the frequency limits of binaural beats
J. Acoust. Soc. Am. 22, 468

Møller, A.R. (1972)
Coding of sounds in low levels of the auditory system
Quaterly Reviews of Biophysics 5, 59

Meyer, E., Guicking, D. (1974)
Schwingungslehre
Friedr. Viehweg + Sohn, Brauschweig

Port, E. (1963a)
Über die Lautstärke einzelner kurzer Schallimpulse
Acustica 13, 212

Port, E. (1963b)
Zur Lautstärkeempfindung und Lautstärkemessung von pulsierenden Geräuschen
Acustica 13, 224

Rose, J.E., Brugge, J.F., Anderson, D.J., Hind, J.E. (1967)
Phase-locked response to low-frequency tones in single auditory nerve fibres of the squirrel monkey
J. Neurophysiol. 30, 769

Sachs, M.B., Kiang,N.Y.S. (1968)
Two-tone inhibition in auditory-nerve fibres
J. Acoust. Soc. Am. 43, 1120

Scharf, B. (1969)
Dichotic Summation of loudness
J. Acoust. Soc. Am. 45, 1193

Schreiner, Chr., Kronberg, H. (1976)
Über das Verhalten der Lautheit an der Pulsationsschwelle
Vortrag gehalten auf der DAGA '76, Heidelberg 1976

Schreiner, Chr., Gottlob, D., Mellert, V. (1976)
Influences of the pulsation threshold method on psycho-acoustical tuning curves
Acustica 36

Schroeder, M.R. (1972)
Neural models in auditory perception
in: Proc. 20 th Int. Congr. Psychology (Symp. Mathematical Models of Perception), Tokyo

Stevens, S.S. (1966)
Power-group transformations under glare, masking, and recruitment
J. Acoust. Soc. Am. 39, 725

Tasaki, I. (1954)
Nerve impulses in individual auditory nerve fibres of guinea pig
J. Neurophysiol. 17, 97

Tsuchitani, C., Boudreau, J.C. (1969)
Stimulus level of dichotically presented tones and cat superior olive s-segment cell discharges
J. Acoust. Soc. Am. 46, 979

Weiss, T.F. (1966)
A model of the peripheral auditory system
Kybernetik 3, 153

Wilson, J.P., Evans, E.F. (1971)
Grating acuity of the ear: psychophysical and neurophysiological measures of frequency resolving power
VII. Int. Cong. Acoust., Budapest, 20 H 14

Zwicker, E.(1958)
Über psychologische und methodische Grundlagen der Lautheit
Acustica 8, 237

Zwicker, E. (1963)
Über die Lautheit von ungedrosselten und gedrosselten Schallen
Acustica 13, 194

Zwicker, E., Feldtkeller, R. (1967)
Das Ohr als Nachrichtenempfänger
S. Hirzel Verlag, Stuttgart

Zwicker, E., Terhardt, E. (Eds.) (1974)
Facts and models in hearing
Heidelberg: Springer

Zwislocki, J. (1953)
Acoustic attenuation between the ears
J. Acoust. Soc. Am. 25, 752

Zwislocki, J.J., Buining, E., Glantz, J. (1968)
Frequency distribution of central masking
J. Acoust. Soc. Am. 43, 1267

Zwislocki, J.J. (1971)
A theory of central auditory masking and its partial validation
J. Acoust. Soc. Am. 52, 644

Lebenslauf

Am 23. Februar 1947 wurde ich als zweiter Sohn des Arztes Dr. med. Dietrich Kronberg und seiner Ehefrau Ursula Kronberg, geb. Pfeiffer, in Osterode/Harz geboren. 1950 zogen meine Eltern nach Herzberg/Harz um. Dort besuchte ich von 1953 bis 1957 die Volksschule und anschließend das Ernst-Moritz-Arndt-Gymnasium, an dem ich Ostern 1966 die Reifeprüfung ablegte.

Im Sommersemester 1966 begann ich mit dem Studium der Physik an der Technischen Universität Clausthal. Nach der Diplomvorprüfung im Sommer 1968 setzte ich mein Studium an der Georg-August-Universität in Göttingen fort. Im Januar 1970 trat ich in das Dritte Physikalische Institut der Universität Göttingen ein, wo ich unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. M.R. Schroeder mit einer Arbeit über Wahrnehmbarkeit der Klangfärbung von kammgefiltertem Rauschen begann. Diese schloß ich im Oktober 1972 mit dem Diplom ab.

Seitdem arbeite ich unter Prof. Dr. M.R. Schroeder an der vorliegenden Dissertation, die sich mit psychoakustischen Messungen neuronaler Aktivitätswechselwirkungen zwischen den beiden Hörbahnen beschäftigt.

Im August 1969 heiratete ich die Arztsekretärin Hanni Kronberg, geb. Heinemann. Wir haben eine sechsjährige Tochter.